ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE TOULOUSE
ANNÉE 1972 N° 77

CHOIX MÉTHODOLOGIQUE D'UN SYSTÈME DE DÉRIVATIONS ELECTROCARDIOGRAPHIQUES

APPLICATION A QUELQUES CAS CLINIQUES CHEZ LE CHIEN

THÈSE

pour le Doctorat Vétérinaire
Diplôme d'État

présentée et soutenue publiquement en juin 1972
devant l'UNIVERSITE PAUL-SABATIER de TOULOUSE

par

COLLET Michel, Raoul
Né le 4 novembre 1948 à Paris (X^e^)

Jury :

Président : MM. BESSOU, Professeur à l'Université Paul-Sabatier de Toulouse

Assesseurs : RUCKEBUSCH, Prof. à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse
FLORIO, Directeur de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

CEPADUES
29, boul. Carnot, 29
TOULOUSE

CHOIX MÉTHODOLOGIQUE D'UN SYSTÈME DE DÉRIVATIONS ELECTROCARDIOGRAPHIQUES

APPLICATION A QUELQUES CAS CLINIQUES CHEZ LE CHIEN

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546526_0039

ECOLE NATIONALE VETERINAIRE DE TOULOUSE

ANNÉE 1972 N° 77

CHOIX MÉTHODOLOGIQUE D'UN SYSTÈME DE DÉRIVATIONS ELECTROCARDIOGRAPHIQUES

APPLICATION A QUELQUES CAS CLINIQUES CHEZ LE CHIEN

THÈSE

pour le Doctorat Vétérinaire
Diplôme d'État

présentée et soutenue publiquement en juin 1972
devant l'UNIVERSITE PAUL-SABATIER de TOULOUSE

par

COLLET Michel, Raoul
Né le 4 novembre 1948 à Paris (X^e^)

Jury :

Président : MM. BESSOU, Professeur à l'Université Paul-Sabatier de Toulouse

Assesseurs : RUCKEBUSCH, Prof. à l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse
FLORIO, Directeur de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

CEPADUES
29, boul. Carnot, 29
TOULOUSE

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

MINISTERE DE L'AGRICULTURE

ÉCOLE NATIONALE VÉTÉRINAIRE DE TOULOUSE

Directeur : M. FLORIO
Directeurs Honoraires : MM. PONS, DARRASPEN — Professeur Honoraire : M. LOMBARD

PERSONNEL ENSEIGNANT

CHAIRE DE PHARMACIE ET TOXICOLOGIE

Professeur titulaire		M. GODFRAIN
Maître-Assistant	Pharmacie et Toxicologie	Mme BURGAT-SACAZE

CHAIRE DE PHYSIQUE ET CHIMIE BIOLOGIQUES ET MEDICALES

Professeur titulaire		M. RICO
	Physique biologique et médicale Chimie biologique et médicale	

CHAIRE D'ANATOMIE DES ANIMAUX DOMESTIQUES

Professeur titulaire		M. PAVAUX
	Anatomie descriptive - Extérieur Anatomie appliquée - Tératologie	

CHAIRE DE PHYSIOLOGIE ET THERAPEUTIQUE

Professeur titulaire		M. RUCKEBUSCH
Maître de Conférences, non Chef de Service		M. FARGEAS
	Physiologie - Thérapeutique et Pharmacodynamie	

CHAIRE D'HISTOLOGIE - ANATOMIE PATHOLOGIQUE

Professeur titualire		M. VAN HAVERBEKE
Professeur sans Chaire		M. CABANIE
Maître-Assistant		M. MAGNOL
	Histologie - Embryologie - Anatomie Pathologique	

CHAIRE D'HYGIENE ET INDUSTRIE DES ALIMENTS D'ORIGINE ANIMALE

Professeur titulaire		M. LABIE
Maître-Assistant		M. EECKHOUTTE
	Hygiène, Inspection, Contrôle et Technologie des denrées alimentaires d'origine animale	

CHAIRE DE PARASITOLOGIE ET MALADIES PARASITAIRES

Professeur titulaire		M. BRIZARD
Maître-Assistant Agrégé		M. DORCHIES
	Zoologie appliquée - Parasitologie externe Parasitologie interne - Clinique	

CHAIRE DE SEMIOLOGIE ET PATHOLOGIE MEDICALE DES EQUIDES ET CARNIVORES

Professeur titulaire		M. FLORIO
Professeur sans Chaire		M. LESCURE
Maître-Assistant		M. GUELFI
	Sémiologie et Pathologie Médicale des Equidés et Carnivores Législation Vétérinaire et déontologie - clinique	

CHAIRE DE PATHOLOGIE MEDICALE DU BETAIL ET DES ANIMAUX DE BASSE-COUR

Professeur titulaire		M. TOURNUT
Professeur sans Chaire		M. ESPINASSE
Maître-Assistant		M. BEZILLE
	Sémiologie et Pathologie Médicale du Bétail et des Animaux de Basse-Cour - Clinique Clinique ambulatoire	

CHAIRE DE PATHOLOGIE CHIRURGICALE

Professeur titulaire	M. CAZIEUX
Propédeutique et Sémiologie Chirurgicale Technique Chirurgicale - Pathologie Chirurgicale	

CHAIRE DE PATHOLOGIE DE LA REPRODUCTION

Professeur titulaire	M. BERTHELON
Professeur sans Chaire	M. ROYAL
Sémiologie et propédeutique - Pathologie de la Reproduction Obstétrique - Clinique	

CHAIRE DE MALADIES CONTAGIEUSES - ZOONOSES - LEGISLATION SANITAIRE

Professeur titulaire	M. SAURAT
Maître-Assistant Agrégé	M. CHANTAL
Maladies Contagieuses - Zoonoses Législation Sanitaire	

CHAIRE DE PATHOLOGIE GENERALE - MICROBIOLOGIE - IMMUNOLOGIE

Professeur titulaire	M. LAUTIE
Maître-Assistant	M. MEIGNIER
Microbiologie - Immunologie - Pathologie Générale	

CHAIRE DE ZOOTECHNIE ET ECONOMIE RURALE

Professeur titulaire	M. QUEINNEC
Maître-Assistant	M. DARRE
Ethnologie - Génétique appliquée - Hygiène Générale - Zootechnie - Elevage - Economie Générale et des productions animales	

CHAIRE D'ALIMENTATION

Professeur titulaire	M. FALIU
Maître de Conférences, non chef de Service	M. GRIESS
Botanique appliquée et Bromatologie - Agronomie Alimentation	

COURS COMPLEMENTAIRES - CHARGES D'ENSEIGNEMENT

Antibiothérapie des Maladies Infectieuses	M. MONNIER
Aspect médical des Zoonoses	M. ARMENGAUD
Energétique	M. LABOUCHE
Initiation à l'Informatique Biomédicale	M. FERNET
Agronomie	M. COMBRET
Métabolismes	M. RAYNAUD

La Faculté et l'Ecole déclarent n'être pas responsables des opinions émises par les candidats (délibération de la Faculté en date du 10 mai 1891, et du Conseil de l'Ecole, en date du 13 juin 1924).

A MA FEMME

En gage de mon profond amour.

A MES PARENTS

Modeste remerciement pour tous les sacrifices consentis, en témoignage de l'affection que je leur porte.

A MON FRERE

Avec toute mon affection.

A TOUTE MA FAMILLE

A MES CHERS AMIS

A NOTRE PRESIDENT DE THESE :

MONSIEUR LE PROFESSEUR BESSOU

de l'Université Paul Sabatier de Toulouse

qui nous a fait le grand honneur d'accepter la présidence du jury de notre thèse.

Hommage respectueux.

A MONSIEUR LE PROFESSEUR RUCKEBUSCH

de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

Qu'il veuille bien trouver ici l'expression de notre reconnaissance et le témoignage de toute notre estime.

Nous le remercions de nous avoir ouvert son Service et de nous avoir aidé dans la partie expérimentale de ce travail.

A MONSIEUR LE PROFESSEUR FLORIO

Directeur de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse

Chevalier de la Légion d'Honneur
Officier de l'Ordre National du Mérite

Qui a bien voulu nous faire l'honneur de juger notre travail. Nous le remercions pour la chaude hospitalité reçue dans le Service qu'il dirige.

Hommage très respectueux.

A MONSIEUR LE DOCTEUR GUELFI

Maître Assistant du Service de Pathologie des Equidés et des Carnivores de l'Ecole Vétérinaire de Toulouse

Pour avoir toujours été prêt à nous aider et pour nous avoir offert de profiter de son expérimentation personnelle en électrocardiographie.

Sincères remerciements.

INTRODUCTION

Depuis 1922 où NORR introduisit l'électrocardiographie dans la sémiologie cardiaque vétérinaire, de nombreux auteurs se sont penchés sur cette technique chez les animaux domestiques. Les dérivations les plus variées ont été utilisées. Beaucoup d'entre elles, ne respectant pas les postulats de base de la méthode électrocardiographique, ont dû être abandonnées, les tracés obtenus étant trop inconstants. Il n'existe pas, à ce jour, de procédé d'enregistrement qui soit universellement reconnu.

Il nous a semblé utile d'exposer les raisons qui empêchent l'électrocardiographie vétérinaire d'être une méthode d'investigation clinique aussi précise qu'en médecine humaine et de proposer des dérivations plus satisfaisantes. Le but de notre travail est de faire un premier pas vers une codification de l'électrocardiographie vétérinaire. Nous limiterons notre étude à l'espèce canine.

Dans une première partie, nous nous intéresserons aux aspects physiques, électrophysiologiques et cliniques du problème, afin de dégager les bases théoriques de l'électrocardiographie nous permettant de faire un choix judicieux et raisonné de l'emplacement des électrodes.

Dans une deuxième partie, après une historique des systèmes de dérivations successivement utilisés chez les animaux domestiques, nous retiendrons les 3 plus couramment employés chez le chien.

Nous nous efforcerons de montrer les défauts de chaque méthode en vue de retenir celle d'entre elles qui nous aura semblé la plus satisfaisante.

PREMIERE PARTIE

ASPECTS PHYSIQUES, ELECTROPHYSIOLOGIQUES ET CLINIQUES DE L'ELECTROCARDIOGRAPHE.

APPLICATION A L'ESPECE CANINE

Le but de l'électrocardiographie est de traduire l'activité électrique du coeur, d'une façon aussi fidèle que possible, afin de rendre compte des moindres troubles de son fonctionnement, que les examens cliniques classiques sont incapables de déceler.

On y parvient en multipliant les dérivations pour étudier le coeur sous toutes ses faces, mais le choix de ces dérivations doit, avant tout, respecter les règles de l'électrophysiologie cardiaque.

1 - ASPECTS PHYSIQUES ET ELECTROPHYSIOLOGIQUES.

A - *GENERALITES. INTRODUCTION*

A l'origine d'une contraction cardiaque, le phénomène électrique primordial (dépolarisation) prend naissance dans le tissu nodal de l'oreillette droite, pour se propager rapidement à tout le muscle cardiaque, et la repolarisation, plus lente, traduit le retour à l'état de repos du myocarde excité.

L'électrocardiographie met en oeuvre les techniques destinées à enregistrer ces phénomènes électriques du coeur au cours de sa révolution : l'électrocardiogramme (ECG) est la traduction de ces phénomènes par un tracé.

La première question qui vient à l'esprit concerne l'emplacement des électrodes destinées à recueillir ces phénomènes électriques. Le procédé le plus simple est de disposer deux électrodes à la surface du coeur, et de mesurer, à l'aide d'un galvonomètre, leur différence de potentiel. Cette technique de dérivations "directes" n'est évidemment pas réalisable en clinique.

L'autre possibilité est basée sur le fait que les tissus vivants sont relativement de bons conducteurs Tout phénomène électrique prenant naissance en un point quelconque du corps sera donc transmis dans toutes les directions et pourra être enregistré en tout point du même corps. Pour des raisons de commodité, les électrodes sont placées sur la peau. Si l'enregistrement se fait sur un organisme au repos musculaire, seuls les phénomènes électriques émanant du coeur sont recueillis, ceux provenant de l'activité des muscles respiratoires d'une part, de l'encéphale d'autre part, n'étant pas assez intenses pour perturber le tracé électrocardiographique.

Cependant, le problème reste entier : nous savons que nous pouvons placer les électrodes sur le

peau, mais quels points choisir ? Notons à ce propos, la remarque que fit RIJLANT au cours d'une étude sur l'électrogénèse globale du coeur : "l'exploration convenable de la surface du corps, impliquerait théoriquement, un nombre infini d'électrodes (...) Il est, dans l'état actuel de la connaissance impossible de déterminer quelle devrait être la position exacte des électrodes, car celle-ci dépend, non seulement des variations de la morphologie du corps, mais aussi de la situation et de l'orientation du coeur, et serait ainsi différente d'un individu à l'autre".

Toute méthode codifiée utilisant un nombre restreint d'électrodes, est donc nécessairement approximative et ne réalise qu'une approche du phénomène physique réel. Depuis WALLER et EINTHOVEN, l'électrocardiographie s'appuie sur :
- un postulat et une première approximation : l'assimilation du coeur à un dipôle électrique
- des conditions correctrices concernant l'emplacement des électrodes.

C'est ce que nous nous proposons de développer dans ce premier chapitre.

B - CONSTITUTION ELECTRIQUE DU COEUR ET THEORIE DU DIPOLE.

La membrane d'une cellule au repos est chargée positivement vers l'extérieur et négativement vers l'intérieur du fait de son inégalité de perméabilité aux anions et aux cations. La surface du coeur étant formée d'une mosaïque de cellules, est polarisée de la même façon que chacune de ses cellules constitutives. Au repos, elle apparaît comme une couche uniforme de dipôles, dont les pôles + sont vers l'extérieur (fig. 1)

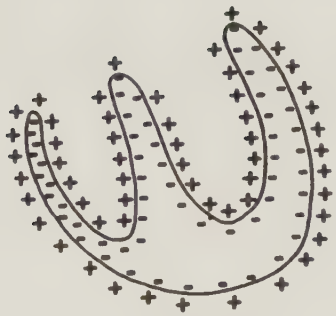


Fig. 1 : Répartition des charges électriques sur le coeur au repos.

Un dipôle (fig. 2) est un système constitué de deux charges électriques de signe contraire, très rapprochées l'une de l'autre. Il est caractérisé par son moment ($\mathcal{M}$) grandeur vectorielle définie par :

- son point d'application : pôle positif du dipôle
- sa direction : celle de la droite joignant les 2 pôles
- son sens : celui qui va du pôle négatif vers le pôle positif
- son module : produit de la masse d'un des pôles, par la distance entre les 2 pôles.

La f.e.m (E) du dipôle résulte de la d.d.p. qui existe entre les 2 pôles. Elle a pour origine le point O, milieu du dipôle, et même direction et même sens que l'axe électrique du dipôle.

L'axe électrique du dipôle est la droite, passant par les 2 pôles, et orientée du pôle négatif vers le pôle positif.

Le dipôle crée autour de lui un champ électrique, matérialisable par des lignes de champ, allant d'un pôle à l'autre, et d'autant plus serrées qu'elles sont plus près des pôles.

Le champ électrique du dipôle est défini en un point quelconque M, par le potentiel de ce point, grandeur vectorielle, dont :

- le point d'application est le point M considéré
- la direction est tangente à la ligne de champ passant par ce point
- le sens et le module sont donnés par la formule.

$$\vec{V}_M = \mathcal{M} \frac{\cos\Theta}{R^2}$$

où | $\mathcal{M}$ est le moment du dipôle
Θ est l'angle que fait l'axe électrique du dipôle de centre O avec la droite OM
R est la distance OM

Dans un plan, le lieu géométrique de tous les points du champ qui ont le même potentiel est appelé ligne équipotentielle (dans l'espace, surface équipotentielle).

Les lignes équipotentielles sont perpendiculaires aux lignes de champ. Elles décrivent des cercles tangents entre eux au point O, centre du dipôle. La ligne équipotentielle passant par le centre O du dipôle, est de potentiel zéro (car pour tous ses points on a : $\Theta = 90°$ et $\cos\Theta = 0$, donc $\vec{V}x = 0$)

Enfin, sur une même ligne de champ, le point

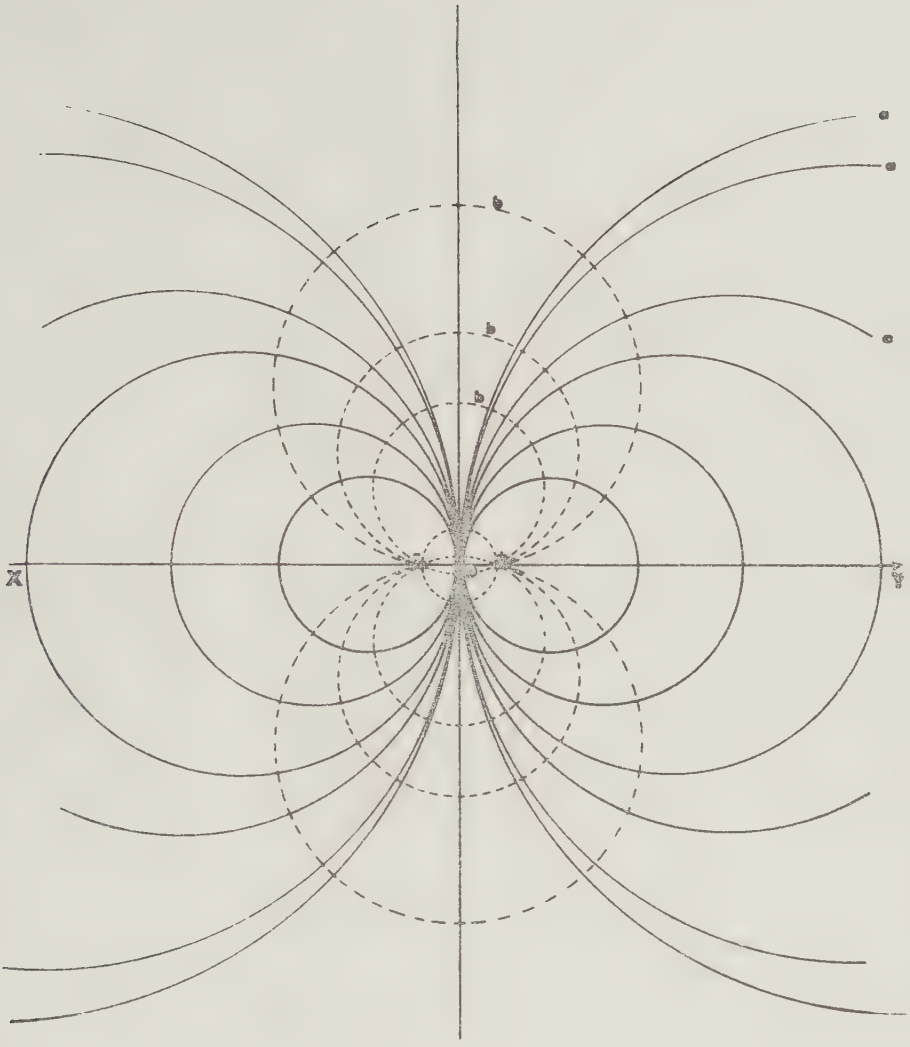


Fig. 2 : Représentation d'un dipôle et de son champ électrique :

a : lignes équipotentielles
b : lignes de champ
XY : axe électrique du dipôle
O : centre du dipôle

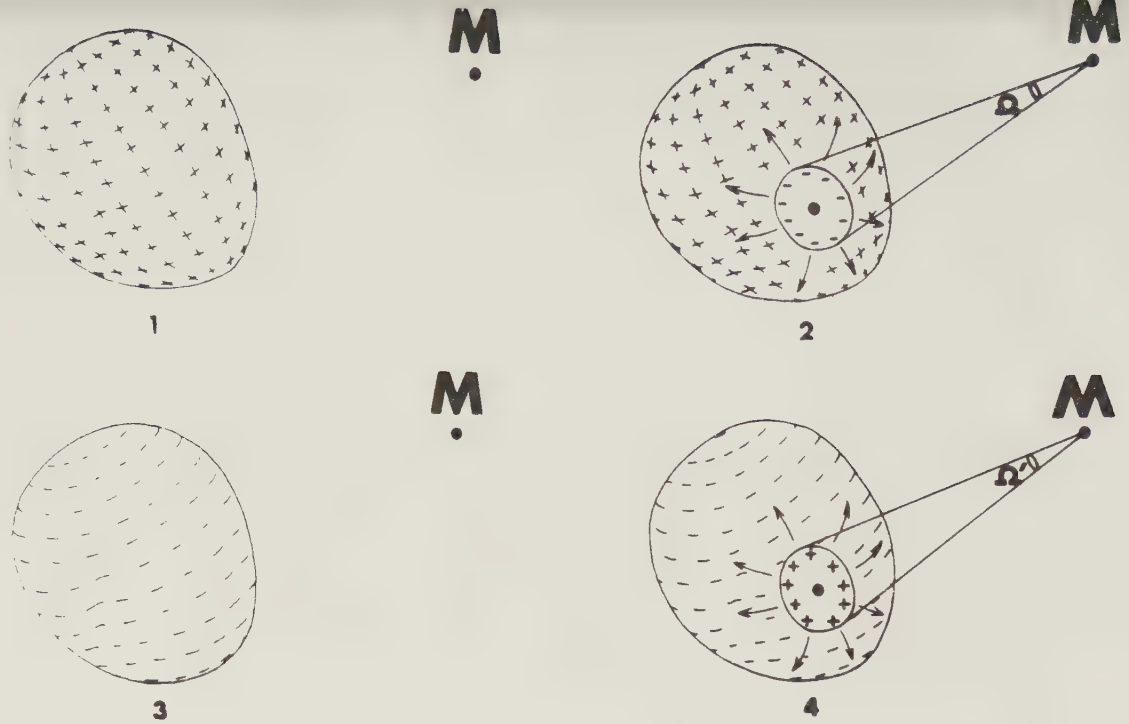


Fig. 3 : Variations du potentiel d'un point M du champ électrique du coeur au cours des principales phases d'un cycle cardiaque :

1 - coeur au repos : $\vec{V}_M = 0$

2 - début de dépolarisation : $\vec{V}_M = \vec{\Phi}.\Omega \quad \vec{V}_M > 0$

3 - dépolarisation totale : $\vec{V}_M = 0$

4 - début de repolarisation : $\vec{V}_M = \vec{\Phi}.\Omega' \quad \vec{V}_M < 0$

Pour la commodité du schéma, on a situé arbitrairement l'origine de la dépolarisation en un point quelconque.

de plus fort potentiel sera celui pour lequel cos $\Theta = 1$, soit $\Theta = 0°$: ce point est situé sur l'axe électrique du dipôle.

La surface S polarisée du coeur n'est limitée par aucun contours puisque fermée sur elle-même. Si nous considérons, dans S, une petite surface S_1 limitée par sa circonférence C, nous sommes en présence d'un feuillet de grande importance en électrocardiographie théorique, et constitué d'une juxtaposition de dipôles. Il engendre en un point M' du milieu environnant, un potentiel $\vec{V}_{M'}$ dont le module est donné par la formule

$$|\vec{V}_{M'}| = |\vec{\Phi}| \cdot \Omega$$

où | Φ est le moment du feuillet par unité de surface.
Ω est l'angle solide sous lequel le contours du feuillet est vu depuis M'

$\vec{V}_{M'}$ est positif si M' voit sur C des charges positives.
négatif si M' voit sur C des charges négatives.

De cette règle (dite règle de l'angle solide) fondamentale en électrocardiographie, il découle que le coeur à l'état de repos n'engendre aucun potentiel (donc aucun champ électrique) autour de lui : en effet, sa surface S n'ayant pas de contours limitant, l'angle solide Ω est égal à zéro.

Il suffira qu'une onde de dé-polarisation ou de re-polarisation parcourt cette surface, pour que l'enveloppe polarisée du coeur s'ouvre, et qu'apparaisse un feuillet limité par le front de dé-polarisation ou de repolarisation. (fig. 3)

Considérons maintenant le front de dé-polarisation ou re-polarisation à un instant t. Il est consti-

tué d'une juxtaposition de dipôles élémentaires (théorie des différences de potentiel limitées, proposée par LEWIS en 1922). Chacun d'eux engendre en un point M' du milieu environnant un potentiel élémentaire $\vec{V}_i$ tel que :

$$\Sigma \vec{V}_i = \vec{V}_{M'} \qquad \text{à l'instant t}$$

Si la distance de M' au feuillet est très grande par rapport aux dimensions du feuillet, on peut, légitimement, considérer tous les dipôles élémentaires comme confondus en un point et les remplacer par un dipôle unique résultant. Celui-ci est mobile autour de son centre O et variable par essence en fonction du temps. Comme tout dipôle, il possède à l'instant t un axe électrique instantané, qui n'est autre que la résultante géométrique des axes électriques des dipôles élémentaires constitutifs à l'instant t. L'axe électrique moyen sera la résultante géométrique des différents axes électriques instantanés d'un même cycle cardiaque. Il représente donc une notion abstraite dont le mérite est de traduire le sens moyen de l'onde cardiaque de dépolarisation.

Cette conception moderne de la " théorie du dipôle" s'écarte sensiblement de celle, plus ancienne, de WALLER, qui localisait en effet les deux pôles à la pointe et à la base du coeur, confondant ainsi axe électrique et axe anatomique de l'organe.

Nous allons maintenant envisager les conséquences de la théorie du dipôle pour le choix raisonné de l'emplacement des électrodes.

C - CONSEQUENCES DE LA THEORIE DU DIPOLE POUR LE CHOIX DE L'EMPLACEMENT DES ELECTRODES.

a) L'assimilation du champ du coeur activé à celui d'un dipôle, implique que son exploration ne sera valable, que dans la mesure où elle sera distale. Théo-

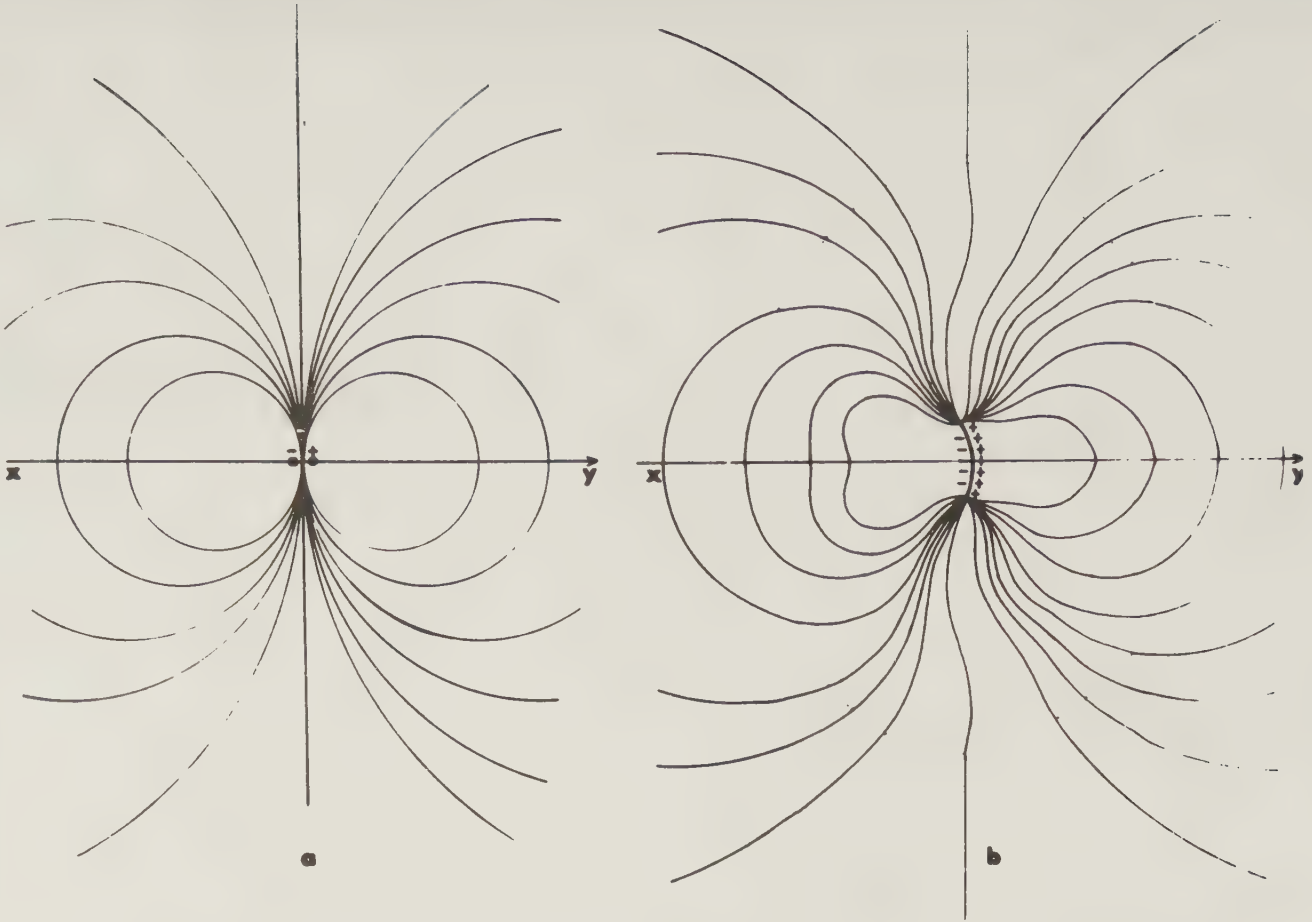


Fig. 4 : Comparaison du champ électrique créé par un dipôle (a) à celui créé par un feuillet quelconque (b).

On voit sur le schéma b qu'au delà d'une certaine distance du feuillet (ligne pointillée), le champ électrique du feuillet est comparable à celui du dipôle.

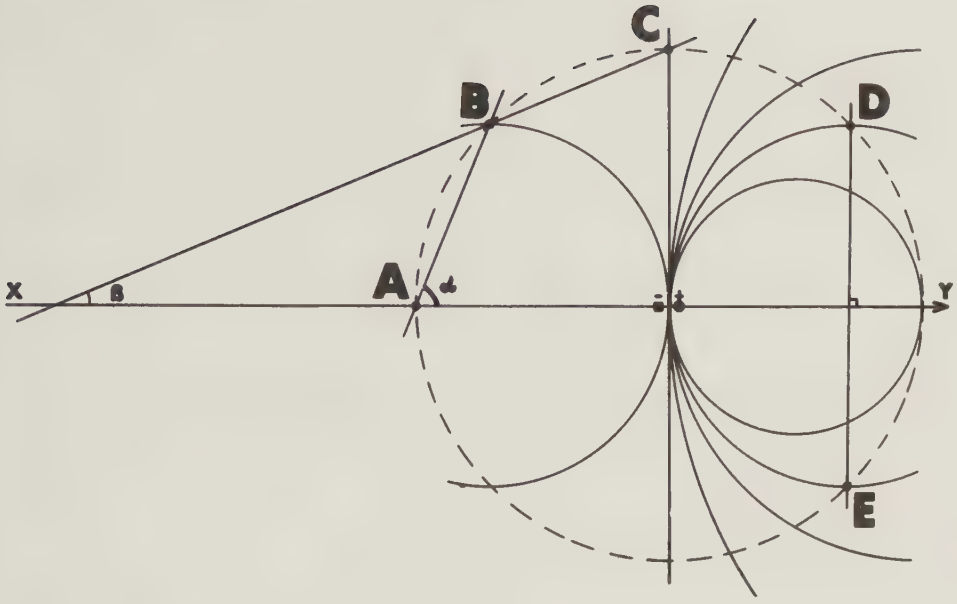


Fig. 5 : Règle de la projection de l'axe électrique.

On constate que : $V_A - V_B = E. \cos \alpha$

$V_B - V_C = E. \cos \beta$

E étant la f.e.m du dipôle.

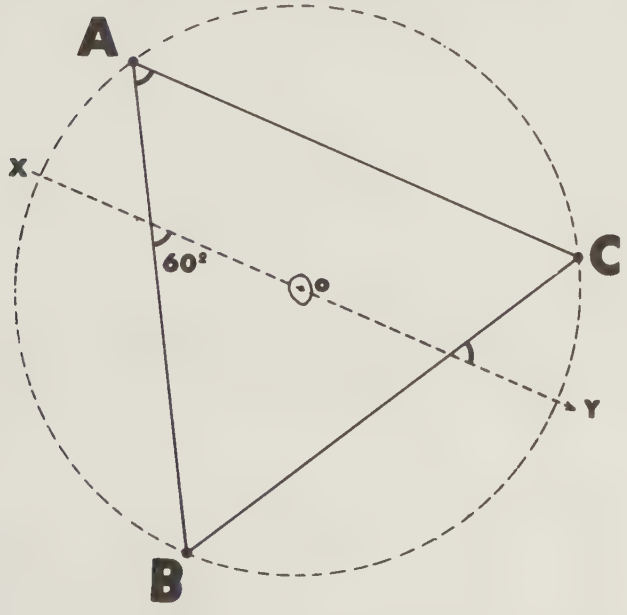


Fig. 6 : Triangle d'Einthoven. Explications dans le texte.

riquement, les électrodes doivent donc être placées aussi loin du coeur que possible.

La fig. 4 fournit une représentation schématique de ce théorème de physique générale.

b) règle de la projection de l'axe. Triangle et équation d'EINTHOVEN.

1. règle de la projection de l'axe électrique.

Si nous plaçons un dipôle dans un milieu conducteur homogène, et que nous mesurons les d.d.p. entre des points A et B, B et C, C et D, etc. tels que AB = BC = CD et que tous soient équidistants du centre O du dipôle, (fig. 5), nous constatons que cette d.d.p. est proportionnelle au cosinus de l'angle que fait l'axe joignant le deux points considérés avec l'axe électrique du dipôle :

$$V_A - V_B = k \cos \alpha$$

$$V_B - V_C = k \cos \beta \qquad \text{etc...}$$

où k = E = d.d.p. entre les deux pôles ou f.e.m. du dipôle.

- On vérifie ainsi que deux points situés sur la même ligne équipotentielle ont une d.d.p. nulle. La satisfaction de ces relations est nécessaire et suffisante pour identifier un champ électrique inconnu comme étant celui d'un dipôle.

Chez l'homme, FAHR et WEBER, considérant le point O situé au centre du coeur ont mis en évidence par des mesures que cette proportionnalité des d.d.p. était vérifiée en première approximation, entre n couples de points obéissant aux conditions fixées plus haut, c'est-à-dire, éloignés du coeur et occupant les sommets d'un polygone régulier à 2 n côtés. Ils ont apporté ainsi une

nouvelle preuve à la théorie du dipôle.

2. Triangle et équation d'EINTHOVEN.

Si A, B et C sont choisis de telle façon qu'ils occupent les sommets d'un triangle équilatéral (polygone régulier à trois côtés), nous aurons :

$$V_C - V_A = E. \cos \gamma$$

convenons :

$$V_A - V_B = e_I$$
$$V_B - V_C = e_{II}$$
$$V_C - V_A = e_{III}$$

on a : $e_I + e_{II} + e_{III} = E\ (\cos\alpha + \cos\beta + \cos\gamma)$

la connaissance de la valeur de l'un des trois angles α, β, γ permet d'en déduire celle des deux autres. Ainsi (fig. 6), si nous supposons arbitrairement $\alpha = 60°$, la construction implique que $\beta = -60°$ $\gamma = 180°$

d'où : $e_I + e_{II} + e_{III} = E$
$(\cos 60° + \cos -60° + \cos 180°)$
$e_I + e_{II} + e_{III} = 0$

Ce résultat général n'exprime que la loi des tensions de KIRCHOFF selon laquelle la somme des d.d.p., mesuréesdans le même sens, entre plusieurs points succes sifs formant un circuit fermé dans un champ électrique, est nulle. Cette relation fut introduite en électrocardiographie par EINTHOVEN. C'est pourquoi, appliquée aux dérivations électrocardiographiques, il est d'usage de l'appeler équation d'EINTHOVEN. Le triangle auquel elle est liée est nommé triangle équilatéral d'EINTHOVEN.

La satisfaction à l'équation d'EINTHOVEN a souvent été considérée comme élément de base en électrocardiographie. Pourtant, il est évident que cette équation doit toujours être vérifiée, quelle que soit la forme du triangle et sa position par rapport au coeur

La figure du triangle équilatéral a aussi l'intérêt de permettre la construction de l'axe électrique moyen du coeur défini plus haut, que nous allons envisager maintenant.

Construction de l'axe électrique moyen.

L'axe électrique cardiaque moyen exprime, la direction générale dans laquelle se fait le déplacement des charges électriques entre les deux pôles du dipôle cardiaque résultant. Théoriquement, sa représentation exacte devrait donc se faire dans l'espace. Ce problème difficile n'est que partiellement résolu à ce jour par la vectocardiagraphie, le vecto cardiogramme étant le lieu géométrique des extrémités des vecteurs cardiaques instantanés, d'origine O (fig. 7).

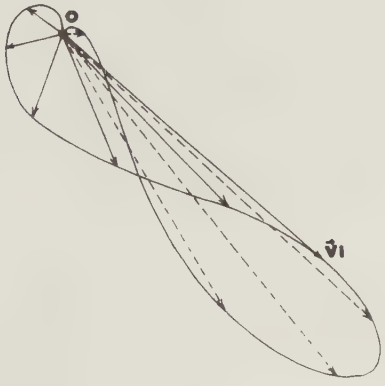


Fig. 7 : Vectocardiogramme
O = centre électrique du coeur
$\vec{V}_i$ = vecteur cardiaque instantané

Nous nous contenterons donc d'une représentation plane (comme toutes celles que nous avons données jusqu'ici). Le plan de construction est défini par les trois points O, A, B.

Si la position des deux pôles cardiaques était connue, la construction plane de l'axe électrique moyen serait immédiate. Or elle est inconnue. Nous pouvons cependant faire cette construction à partir de la règle de la projection de l'axe, selon laquelle la force électromotrice e s'exerçant entre deux points M et M' du fait de leur d.d.p. est telle que :

$$|\vec{e}| = |\vec{E}| \cdot \cos \alpha$$

Elle admet pour origine le point O milieu de MM' et a même direction que MM'. Son sens va du point de plus faible potentiel vers le point de plus fort potentiel.

Si nous considérons deux dérivations

DI = $V_A - V_B$ qui engendre $e_I = E. \cos \alpha$

DII= $V_B - V_C$ qui engendre $e_{II} = E. \cos \beta$

Nous avons : $\frac{e_I}{\cos\alpha} = \frac{e_{II}}{\cos\beta} = E$

d'où on déduit α et β .

Pratiquement, la construction, purement graphique, est aisée.

1°) On transporte parallèlement à eux-mêmes les côtés orientés (DI et DII) considérés du triangle équilatéral de façon à les rendre concourrents en O. Il font entre eux un angle de 60°.

2°) On porte sur chaque axe ainsi tracé le vecteur $\vec{e}$ dont le module et le sens sont donnés par le tracé dans la dérivation correspondante (amplitude de QRS, pratiquement)

3°) On abaisse les perpendiculaires à DI et DII passant par l'extrémité des vecteurs. ELles se coupent en un point qui est l'extrémité du vecteur $\vec{E}$ et qui donne la direction et le sens de l'axe électrique moyen dans le plan des électrodes.

D - CONCLUSIONS.

On peut résumer les données qui précèdent de la manière suivante :

1°) Pour simplifier l'étude du champ électrique cardiaque, on assimile le coeur à un dipôle, situé au sein d'un milieu conducteur homogène

2°) L'assimilation n'est acceptable qu'en des points éloignés du coeur : les électrodes devront donc être placées aussi loin du coeur que possible.

3°) La seule façon de savoir si la distance choisie est convenable ou plutôt, si l'assimilation est légitime, est de vérifier qu'existe une proportionnalité des d.d.p. enregistrées entre des couples de points techniquement comparables, avec les cosinus des angles formés par les droites joignant ces couples (appelées dérivations) et l'axe électrique moyen.

2 - ASPECTS CLINIQUES

A - GENERALITES

Si le respect des bases théoriques est nécessaire à l'électrocardiographie, il n'en est pas pour autant suffisant pour l'électrocardiographie clinique.

L'électrocardiographie pure apparait comme une méthode d'investigation physiologique. Ses sujets

d'étude sont de deux ordres : Champ électrique du coeur et physiologie de la contraction cardiaque.

Pour étudier le champ électrique cardiaque, RIJLANT utilise d'abord 25, puis 60, puis 216 dérivations distinctes simultanées, et se voit malgré tout dans l'obligation d'accepter le fait que l'information ainsi recueillie reste imprécise. Par contre, dans l'étude de la physiologie de la contraction cardiaque (rythme, amplitude des accidents, durée des intervalles PQ, QRS, ST ...) toute dérivation fournit les renseignements désirés. Ceci explique pourquoi les physiologistes utilisent la plupart du temps une seule dérivation électrocardiographique. Seules certaines recherches nécessitent soit d'avoir recours à un très grand nombre de dérivations, soit l'emploi de dérivations particulières (précordiales par exemple).

Le problème est différent pour l'électrocardiographie clinique qui doit rendre compte simultanément du rythme cardiaque, de la durée des différentes phases de la contraction, de la position de l'axe électrique, et de leurs variations, et de l'état clinique du myocarde (sain, hypertrophié, atrophié, anoxique, nécrosé), de la localisation de certaines lésions, du caractère normal ou pathologique du cheminement de l'influx le long du tissu nodal, etc.

Le problème est donc de déterminer quel système de dérivations sera le plus satisfaisant de ce point de vue. Plus précisément nous envisagerons :

- le nombre optimum de dérivations à utiliser (les bases théoriques nous indiquant leur nombre minimum : 3)
- quelles dérivations choisir parmi toutes celles qui satisfont aux bases théoriques.

B - CHOIX DE L'EMPLACEMENT DES ELECTRODES

a) Nombre optimum de dérivations.

Deux considérations nous permettent de le limiter à 3 :

1. Le coeur a grossièrement la forme d'un cône avec deux faces (ventricule droit et ventricule gauche) et une base (Oreilettes droite et gauche + vaisseaux). Une dérivation inspectant surtout la région du coeur qui lui fait face, trois dérivations convenablement choisies suffiront à une étude globale.

2. La détermination de l'axe électrique moyen, de grande importance diagnostique, exige, comme nous l'avons vu, au moins deux dérivations. Il est logique de penser qu'une troisième dérivation permettra de déterminer cet axe avec plus de précision.

Ainsi aspects physiques et électrophysiologiques, et aspects cliniques, nous conduisent à considérer que trois dérivations sont nécessaires et suffisantes à l'étude globale de l'activité électrique du coeur dans les conditions cliniques.

Nous n'avons parlé jusqu'ici que des dérivations bipolaires. Il est évident que chaque électrode des dérivations bipolaires (c'est-à-dire, en tout, les 3 électrodes différentes) constituera une dérivation unipolaire, si elle est reliée à la borne centrale de WILSON, artifice technique permettant d'enregistrer la d.d.p. entre l'électrode considérée et un point de potentiel nul.

b) Définition du triangle d'exploration idéal.

La connaissance du triangle d'exploration idéal est à la fois consécutive aux principes développés précédemment, et fonction des renseignements que l'on attend de l'électrocardiographie clinique.

1. Diagnostic de l'état clinique du myocarde.

Il repose en grande partie sur l'examen de la morphologie de P, QRS, et T. Les dérivations employées doivent dont avant tout dournir des tracés dont la constance de morphologie est hautement significative chez les sujets sains. En particulier une faible variation de position des électrodes ne doit pas modifier profondément le tracé électrocardiographique.

2. L'exploration parfaite des deux faces du coeur les plus importantes cliniquement (ventricule droit et ventricule gauche) et de sa base (oreillettes), exige des dérivations leur faisant face.

3. Enfin, il est évident que de fortes déflexions QRS nous permettrons :

. de construire avec plus de précision l'axe électrique et par conséquent de mieux déterminer ses variations.

. de rendre plus apparents les troubles de la morphologie de QRS. La loi de la projection de l'axe nous enseigne que les déflexions seront maximum dans la dérivation parallèle à l'axe électrique.

En conclusion, les bases physiques et électrophysiologiques et les considérations cliniques nous conduisent à choisir, pour réaliser un enregistrement électrocardiographique :

. un système de trois dérivations bipolaires
. formant un triangle équilatéral, de grandes dimensions par rapport au coeur qui occupe son centre
. dont le plan est perpendiculaire à celui du septum cardiaque.
. dont un côté doit être approximativement parallèle à la ligne des oreillettes, et un autre à l'axe électrique moyen.

Par voie de conséquence, ces dérivations doivent fournir des tracés :

. de morphologie constante dans chaque déri-

vation chez les animaux sains
. possédant des QRS de forte amplitude
. et rendant compte des variations de position de l'axe électrique moyen.

3 - APPLICATION A L'ESPECE CANINE

A - ANATOMIE TOPOGRAPHIQUE DU COEUR DU CHIEN

Le coeur du chien, masse globuleuse grossièrement ovale avec un pôle (base) plus large que l'autre (pointe) a une anatomie topographique relativement variable, non seulement d'un sujet à un autre mais aussi chez le même individu.

1°) D'un chien à un autre d'abord, les grandes variations dans l'anatomie du corps retentissent d'une part sur les rapports du coeur avec les autres organes thoraciques, d'autre part sur les rapports de ses dimensions avec celles de la cage thoracique. Proportionnellement, le coeur des petits chiens est plus volumineux que celui des gros chiens.

2°) Pour un même sujet ensuite, plusieurs facteurs rendent difficile une détermination précise de l'aire de projection cardiaque :
- au cours des mouvements respiratoires, le coeur, tangent au diaphragme et fixé à lui par son insertion péricardique, le suit dans ses déplacements. D'autre part, chaque mouvement respiratoire s'accompagne d'un déplacement des côtes vers l'avant (lors de l'inspiration), puis vers l'arrière (lors de l'expiration), plus important pour les côtes antérieures que postérieures
- lors de la systole le coeur est animé d'un léger mouvement rotatif entre les lobes pulmonaires faisant varier les zones du muscle cardiaque en regard de chaque volet costal.

La masse ovalaire que représente le coeur du

chien est inclinée en avant, l'axe anatomique de l'organe formant avec le sternum un angle de 40 à 50 degrés.

Vue de profil : (fig. 8) : Sa pointe se situe dans l'angle que fait le diaphragme avec le sternum. Sa base, légèrement inclinée en bas et en avant, se trouve, chez un chien de taille moyenne, à un travers doigt environ au-dessous de la moitié de la hauteur totale du thorax. Son profil antérieur, d'abord tangent au sternum de la septième à la cinquième sternèbre, se dirige ensuite obliquement et en avant pour rejoindre la base au niveau du troisième espace intercostal. Son profil postérieur part en bas, au niveau de la sixième côte, et rejoint, à mi-hauteur du thorax, la base au niveau du sixième espace intercostal.

- L'aire cardiaque moyenne sur le volet costal s'étend donc environ du troisième au sixième espace intercostal.

Vue de face (fig. 9) : Son axe anatomique est oblique en arrière et à gauche, de telle sorte que la pointe du coeur est à gauche du sternum, et sa base, pour les trois quarts environ à droite du plan médian.

L'étude des positions topographiques respectives des différentes cavités (fig. 9) montre aussi que :

- le ventricule droit est en avant et pour les deux tiers environ à droite du plan médian.
- le ventricule gauche est en arrière et pour les deux tiers environ à gauche de ce même plan médian.

Les coupes anatomiques in situ et l'artériographie coronarienne indiquent enfin que le septum cardiaque, approximativement vectical, est oblique en arrière et à droite par rapport au plan saggital et situé pour la moitié à droite et la moitié à gauche de ce plan. Le sillon longitudinal droit du coeur se projettant sur la sixième côte droite et le gauche sur la cinquième côte gauche, la direction du septum est celle de la droite joi-

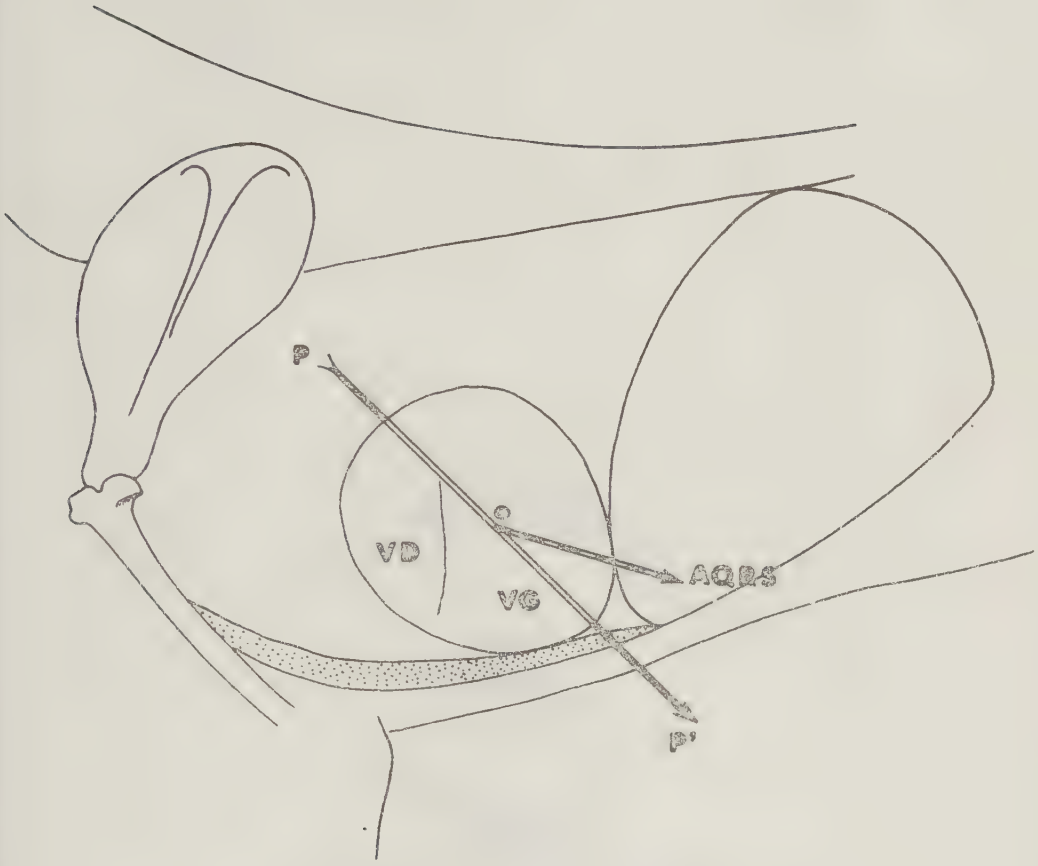


Fig. 8 : Topographie du coeur du chien, vue de profil dans la cage thoracique.

VD = ventricule droit
VG = ventricule gauche
PP' = axe anatomique du coeur
AQRS = axe électrique du coeur
O = centre du coeur

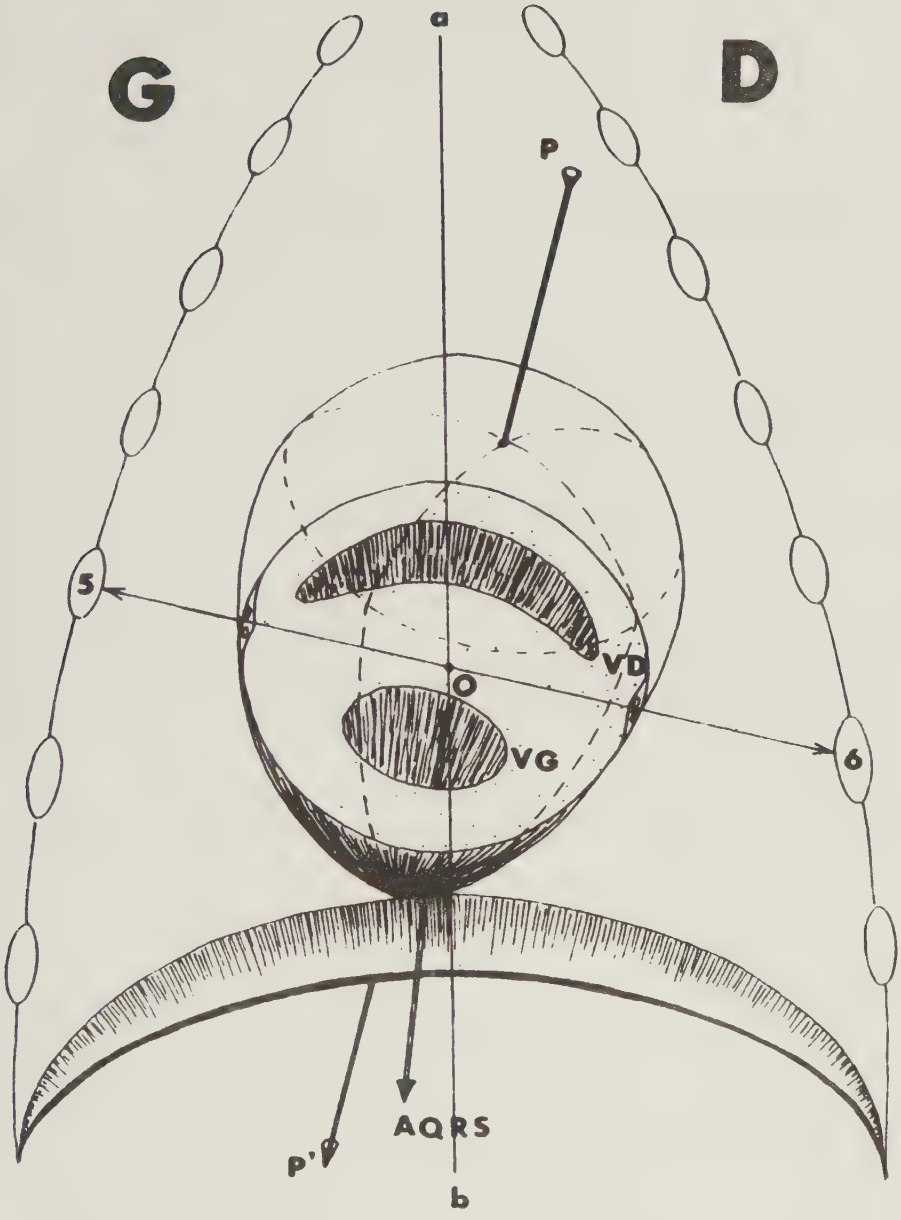


Fig. 9 : Position topographique du coeur, de ses cavités et de son septum dans la cage thoracique, vue de dessus. Le plan du dessin correspond à une coupe horizontale du thorax passant par le milieu de la hauteur de celui-ci.

V L = ventricule droit
V G = ventricule gauche
PP' = axe anatomique du coeur
AQRS = axe électrique du coeur
O = centre du coeur

gnant la sixième côte droite à la cinquième côte gauche. Elle est approximativement perpendiculaire à l'axe anatomique de l'organe.

B - AXE ELECTRIQUE DU COEUR DU CHIEN

L'axe anatomique et l'axe électrique du coeur ne doivent pas être confondus. En effet :

- d'une part l'origine de l'onde de dépolarisation est située à droite du septum dans l'oreillette droite.
- d'autre part, le ventricule gauche étant beaucoup plus volumineux que le droit, l'axe électrique dévie de plus en plus vers la gauche au cours de l'activation du septum d'abord, des parois ventriculaires ensuite.

En première approximation l'axe électrique moyen doit être situé dans le quartier compris entre -30° et + 60°.

DEUXIEME PARTIE

ETUDE COMPAREE DE TROIS SYSTEMES DE DERIVATIONS CHEZ LE CHIEN

- HISTORIQUE DES DERIVATIONS ELECTROCARDIOGRAPHIQUES UTILISEES CHEZ LES ANIMAUX DOMESTIQUES

Pendant longtemps l'électrocardiographie vétérinaire ne s'est intéressée qu'au cheval de sport. Avec un retard de 28 ans, les premiers travaux solides sur l'électrocardiographie canine commencaient en 1950, avec MM. DARRASPEN et FLORIO de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse et leur élève P. BENAZET.

Les dérivations successivement utilisées chez d'autres animaux domestiques que le chien et plus précisément chez le cheval, témoignent des tentatives faites en électrocardiographie vétérinaire.

La méthode la plus courante aujourd'hui, transpose chez l'animal les dérivations dites standard de l'Homme : les 3 électrodes (voir CHARTON, MINOT et BRESSOU. 1943) sont disposées sur les membres antérieur droit, antérieur gauche et postérieur gauche.

Les autres dérivations utilisées sont les suivantes :

1°) - membre antérieur droit → membre postérieur gauche
- région de la pointe du coeur → région de l'épaule droite (NORR. 1922)

2°) - pointe du coeur → région préscapulaire droite
- pointe du coeur → rectum
- région préscapulaire droite → rectum (NEUMANN, KLEINPAUL et STEFFAN)

3°) - garrot → épaule droite
- tiers postérieur du sternum → épaule droite
- épaule droite → membre postérieur gauche (YACBEL et SPITZ. 1937)

4°) - région épaule droite→ pointe du coeur
- pointe du coeur → pointe du sacrum (sur la ligne du dessus)(SPÖRRI. 1941)

5°) - D I : épaule droite → épaule gauche .
- D II : épaule droite → appendice xyphoïde
- D III : épaule gauche → appendice xyphoïde
- et les 3 dérivations unipolaires correspondantes chez les Ongulés domestiques (DUBOIS.1961)

6°) - Combinaison des dérivations bipolaires standard type EINTHOVEN et des dérivations bipolaires formées par une électrode précordiale et une autre placée sur chacun des membres explorés par la technique d'EINTHOVEN (STEEL. 1963)

7°) - D I : sommet appendice trachelien → arrière du garrot
- D II : appendice trachelien → partie postérieure du sternum
- D III : arrière du garrot → partie pastérieure du sternum
(DUFOUR, BLANCHARD et BOUTTE. 1964)

Chez le chien, aujourd'hui en France sont utilisées
- la méthode standard à l'Ecole Vétérinaire de Lyon
- la méthode de DUBOIS, légèrement modifiée à l'Ecole Vétérinaire d'Alfort
- la méthode de DUBOIS, dans la chaire de Pathologie des Equidés et des Carnivores de l'Ecole Vétérinaire de Toulouse

La méthode de SPORRI, légèrement modifiée, voit la préférence du laboratoire de Physiologie de l'Ecole Vétérinaire de Toulouse, moins pour le chien que pour les Ruminants, le but étant ici de déceler les déflections sélectives de la ligne de base de l'ECG par les mouvements des préestomacs.
Les trois techniques seront étudiées ici.

2 - APPAREIL UTILISE. TECHNIQUE D'ENREGISTREMENT PROPREMENT DITE

A) *APPAREIL UTILISE*

Tous nos enregistrements ont été réalisés sur un électrocardiographe HELLIGE, type Multiscriptor 9 400 THS. Les dérivations bipolaires ou unipolaires peuvent être choisies moyennant le sélecteur de programme.

- D I est enregistrée entre l'électrode rouge et l'électrode verte
- D II est enregistrée entre l'électrode verte et l'électrode jaune
- D III est engistrée entre l'électrode rouge et l'électrode jaune.

Les résistances différentes entre la peau et les électrodes sont automatiquement éliminées par un circuit d'entrée spécial, d'où supression des artefacts (ex : descente S T, perte de pointes R)

L'appareil est également équipé, entre autre, d'une prise pour phonocardiographie sélective avec possibilité d'enregistrement simultané de :

- dérivation D II + bruits du coeur fréquence basse (fréquence nominale 35 Hz, fréquence optimale 50 Hz) et moyenne (fréquence nominale 70 Hz, fréquence optimale 140 Hz)
- ou dérivation D II + bruits du coeur fréquence moyenne (fréquence nominale 140 Hz, fréquence optimale 250 Hz) et haute (fréquence nominale 250 Hz, fréquence optimale 400 Hz).

Le microphone est de type piézoélectrique

Enfin, nous avons choisi l'enregistrement sur papier thermosensible avec stylet chauffant.

DONNEES TECHNIQUES

Entrée AC : Amplificateur en push-pull intégral à quatre étages avec un seul élément de couplage R-C

Réglage d'amplitude progressif avec des positions à cran d'arrêt

Impédance d'entrée pour E : Einthoven
Goldberger 1 MΩ
Wilson 750 KΩ

Impédance d'entrée pour "expérimentation" symétrique 2 x 10 MΩ
asymétrique 10 MΩ

Sensibilité maximale d'enregistrement 30 mm enregistreur 18 mm 1/mV

La sensibilité standard ajustée par le fabricant est 10 mm 1/mV

Les fluctuations de la tension du réseau jusqu'à 10 % n'influencent pas l'amplification ajustée, compte tenu d'une inexactitude de ± 5 % de la déviation totale

Entrée DC : Amplificateur CC en push-pull intégral à trois étages et à couplage galvanique. Réglage d'amplitude progressif avec des positions à cran d'arrêt

Impédance d'entrée : symétrique 2 x 1,5 MΩ
asymétrique 1,5 MΩ

Sensibilité maximale d'enregistrement 30 mm enregistreur 0,4 mm/1 mV

Déformation linéaire : Les distorsions linéaires sont moins de 2 %

Constante de temps de l'amplificateur : Constante de temps 1,8 sec.

Etalonnage : Par bouton-poussoir "1 mV".

Filtre d'élimination des fréquences parasites

B) TECHNIQUE D'ENREGISTREMENT PROPREMENT DITE

Tous nos enregistrements on été réalisés sur des animaux en position debout, sur un tapis isolant en caoutchouc.

Les électrodes utilisées sont du type pince crocodile. Pour diminuer la résistance cutanée et assurer un tracé sans artéfacts, nous intercalons entre la pince et le pli de peau rasée une gaze imbibée d'une solution conductrice (teepol + acide acétique).

Tous les tracés publiés ont été étalonnés de la même façon, soit 1/2 cm pour 1 mV et dans la majorité des cas, enregistrés à la vitesse de 50 mm/sec.

3 - ETUDE CHEZ LE CHIEN NORMAL

A) LES DERIVATIONS STANDARD DE EINTHOVEN

Les dérivations standard, bipolaires et unipolaires sont définies, chez l'homme, par "l'American Heart Association".

Chez le chien, la transposition anatomique des lieux d'application des électrodes chez l'homme, donne :

- l'électrode rouge sur le membre antérieur droit
- l'électrode verte sur le membre antérieur gauche
- l'électrode jaune sur le membre postérieur gauche

On enregistre :

- D I = membre antérieur droit → membre antérieur gauche
- D II = membre antérieur droit → membre postérieur gauche

- D III = membre antérieur gauche → membre postérieur gauche

et les dérivations unipolaires correspondantes

aVr = membre antérieur droit
aVl = membre antérieur gauche
aV_f = membre postérieur gauche

a) Aspect théorique

Le triangle que réalise les trois électrodes ne correspond pas au triangle d'exploration réel. Les potentiels recueillis sur les membres d'un sujet sont les mêmes que ceux recueillis à leur racine, car le membre agit comme un conducteur sans modifier le potentiel existant au point où il s'attache au tronc. Malgré tout la détermination du triangle d'exploration réel reste imprécise. Contrairement à ce qui se passe chez l'homme, où la zone de jonction des membres avec le tronc est peu étendue, chez le chien, et plus particulièrement, pour ses membres antérieurs, cette zone est large et mal précisée puisqu'elle s'étend de l'ars au garrot. Pour fixer les idées, nous conviendrons d'une position moyenne - la plus vraisemblable d'ailleurs - : les articulations scapulo-humérales.

Le triangle d'exploration à considérer est donc : articulation scapulo-humérale droite - articulation scapulo-humérale gauche - articulation coxo-fémorale gauche (fig. 10 et 11).

Il est clair qu'il ne respecte aucun des principes fondamentaux si ce n'est ses dimensions relativement grandes par rapport à celles du coeur. Le tableau suivant résume ses propriétés par comparaison avec celles du triangle idéal.

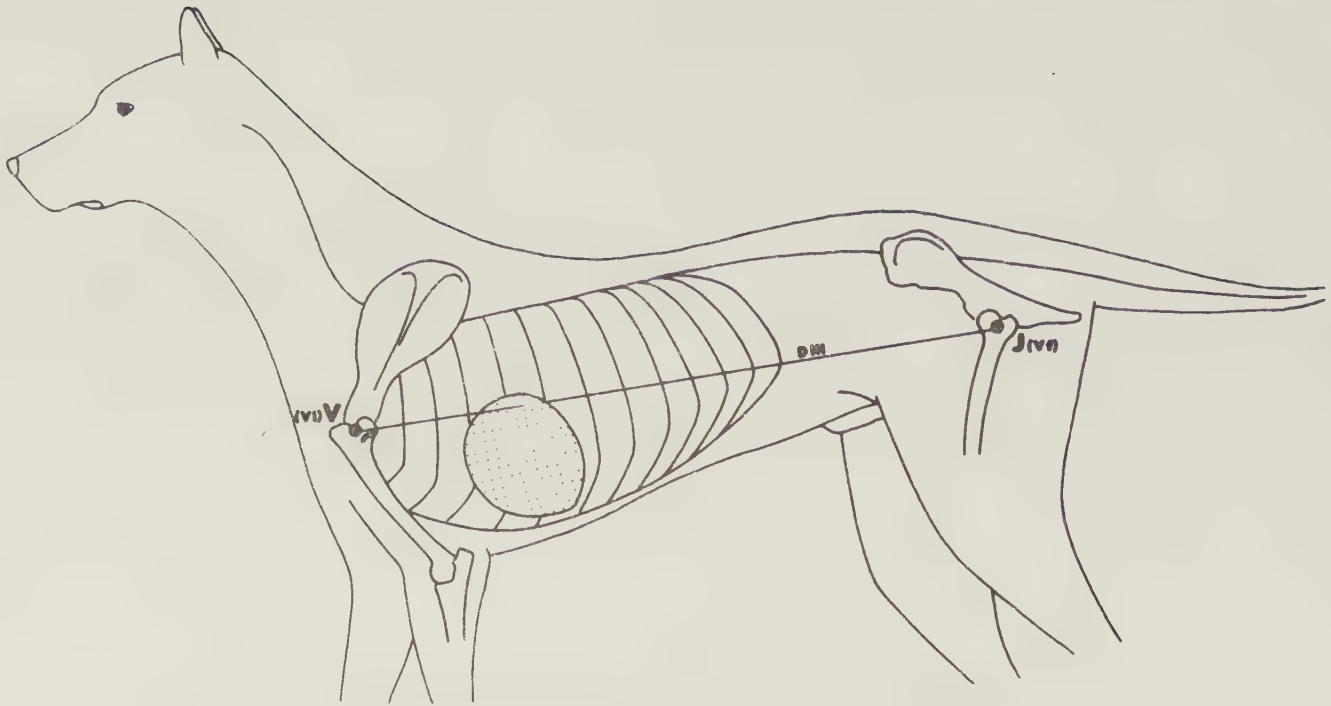


Fig. 10 : Dérivations standard : position des électrodes et triangle d'exploration réel sur un chien vu de profil.

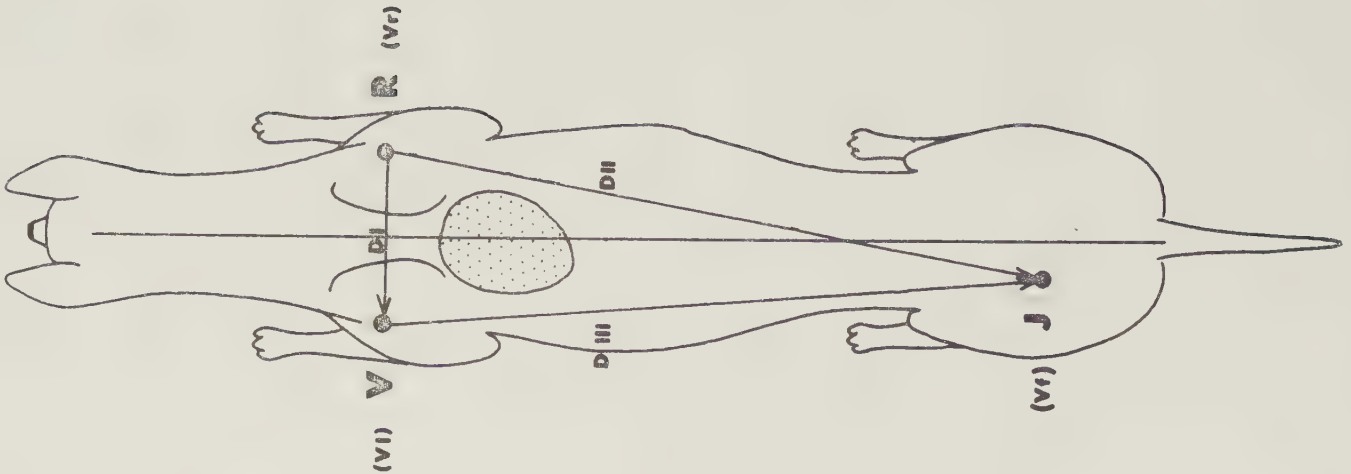


Fig. 11 : Dérivations standard : position des électrodes et triangle d'exploration sur un chien vu de dessus.

Propriétés du triangle d'exploration idéal	Propriétés du triangle d'EINTHOVEN appliqué au chien
1) triangle équilatéral 2) coeur en son centre	→ non respectée
3) triangle de grande taille par rapport au coeur	→ respectée
4) plan du triangle perpendiculaire au septum cardiaque	→ non respectée
5) un côté du triangle à peu près parallèle à la ligne des oreillettes, d'où les deux autres faisant face chacun à un ventric.	→ non respectée
6) un côté du triangle à peu près parallèle à l'axe électrique moyen.	→ mal respectée

Le non respect des bases fondamentales permet de prévoir certains caractères du tracé. Ainsi :

- Le triangle d'exploration étant mal défini, on peut prévoir des tracés de morphologie inconstante d'un sujet sain à un autre dans chaque dérivation ; en particulier le tracé est susceptible d'être modifié selon l'aplomb des membres antérieurs.

- Les complexes QRS n'auront jamais l'amplitude maximum que l'on rencontre dans une dérivation parallèle à l'axe électrique.

- Les troubles affectant les ventricules ne doivent pas être aussi bien traduits qu'avec des déri-

vations leur faisant face.

Nous allons vérifier le bien fondé de ces prévisions théoriques, avec l'examen des tracés obtenus.

b) Aspect clinique

Nos résultats concernant 50 chiens normaux du Laboratoire de Physiologie et des Hôpitaux de l'Ecole Vétérinaire de Toulouse, sont rassemblés dans le tableau n°1 fig. 12.

α. Morphologie des tracés

On constate des variations relativement grandes des ondes Q, R et S chez les animaux sains. L'onde P elle-même dont l'amplitude maximum est 0,2 mV varie souvent de 0,1 à 0,15 mV, soit une variation relative importante.

L'onde S apparaît le plus souvent sous la forme d'une encoche dans la branche de l'onde R rejoignant la ligne isoélectrique. Elle est donc de même signe, le plus souvent, que R, mais difficile à apprécier.

ST est le plus souvent isoélectrique mais peut être oblique.

T est, comme toujours chez le Chien, de signe variable, parfois biphasique et son amplitude varie dans des proportions relatives grandes mais semble-t-il, normales chez le chien (planche n°II, fig.14).

La planche n° I, fig. 13, montre le type de tracés le plus fréquent.

Influence de l'aplomb des membres sur la morphologie des tracés.

Le déplacement des électrodes sur les membres ne modifie pas les tracés puisque nous avons vu plus haut que les potentiels enregistrés sont ceux qui existent à la racine des membres.

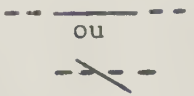
Tableau N° I	DI	D II	D III	aVr	aV 1	aV f
P	+0,05 à 0,2mV	+0,14 à 0,2mV	0,05 à +0,2mV	-0,05 à -0,15mV	0 à 0,05 mV	+0,05 à 0,15mV
Q	0 à -0,2mV	-0,2 à -0,7mV	-0,2 à -1 mV	0 à +0,6 mV	+0,05 à+0,8mV	0,3 à -0,9mV
R	+0,2 à 2mV	+0,8 à +2,7mV	+0,4 à 2mV	-0,3 à -2,7mV	-0,4 à -0,8mV	+0,5 à +2,5mV
S	inappréciable (encoche) ou - 0,2 mV	inappréciable (encoche)	inappréciable (encoche)	inappréciable (encoche) ou + 0,1 mV	0 à + o,1mV	encoche
ST						
I	+ ou - 0,05 à 0,2mV	- ou + 0,15 à 0,5mV parfois - +	- ou + 0,15 à 0,5mV parfois - +	+ ou - 0,1 à 0,5 mV	+ ou - 0,05 à 0,2mV	- ou + 0,1 à 0,5 mV

FIGURE 12

Tableau N°1 : Dérivations standard : valeurs moyennes des différentes ondes PQRST et aspect du segment ST. dans les 6 dérivations, chez les sujets normaux.

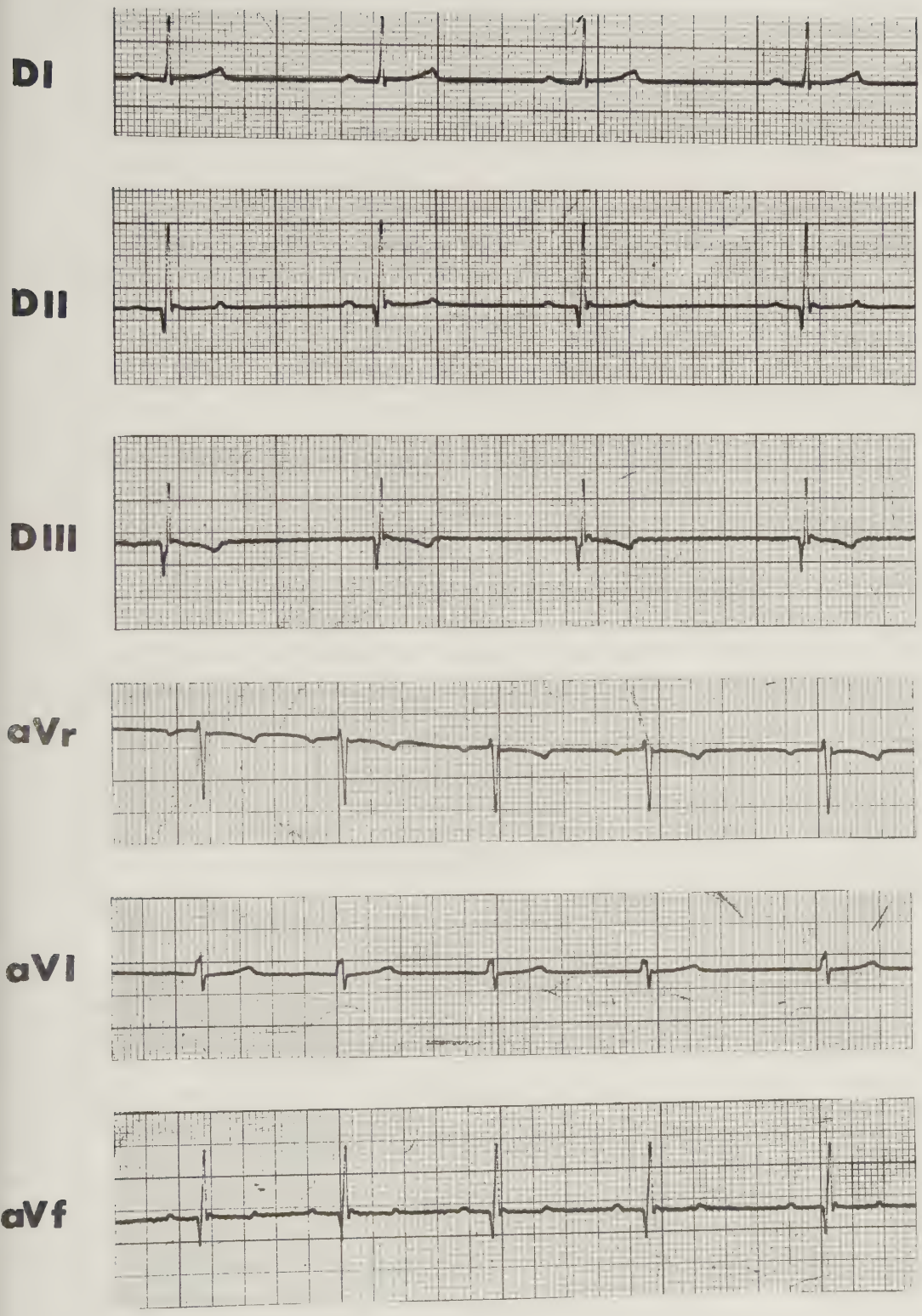


Fig. 13 : Planche n° 1 : Dérivations standard : morphologie des tracés dans les 6 dérivations, chez un sujet normal. Vitesse = 50 mm/s . Etalonnage : 0,5 cm = 1 mV

Par contre, une modification de l'aplomb des membres antérieurs, entraîne des modifications nettes, surtout de l'onde R de la dérivation D I. Nous avons noté par exemple :

- au repos, 1ère position des membres,

R = - 1,9 mV

- juste après le mouvement de l'animal pendant la phase de recentrage de la ligne de base, R atteint : -3,4 mV

- au repos à nouveau, 2 e position des membres, R n'a plus qu'une aplitude de -1mV.

β. Détermination de l'axe électrique moyen

Les dérivations standard permettraient la construction de la projection de l'axe électrique moyen dans un plan pratiquement horizontal. Encore serait-elle très faussée par la position excentrique du coeur par rapport au triangle d'exploration qui, de plus, n'est pas équilatéral. Pour ces 3 raisons, cette méthode ne permet pas une construction correcte de l'axe.

B) *LES DERIVATIONS DE DUBOIS*

Définition

En 1961, DUBOIS dans une étude consacrée au choix des dérivations électrocardiographiques chez les Ongulés domestiques, préconise les emplacements suivants :

- électrode rouge au niveau du bord antérieur de l'épaule droite, à mi-distance du garrot et de la pointe de l'épaule

- électrode verte symétrique, sur l'épaule gauche

- électrode jaune au niveau de la zone rétro-xiphoïdienne

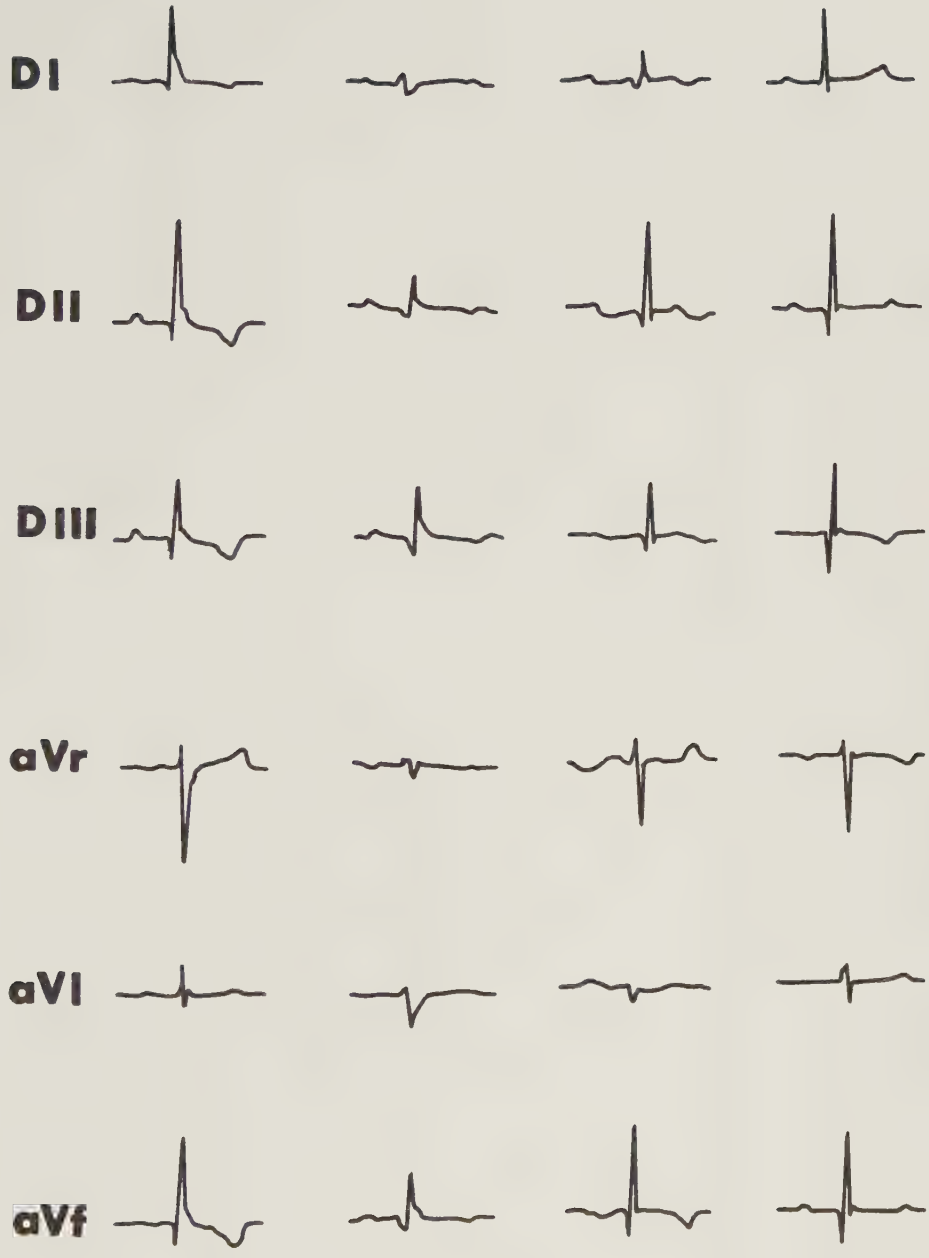


Fig. 14 : Planche n° 2 : Dérivations standard : différents types de tracés pour les 6 dérivations, recueillis sur des animaux sains. Vitesse = 50 mm/s
Etalonnage : 0,5 cm = 1 mV

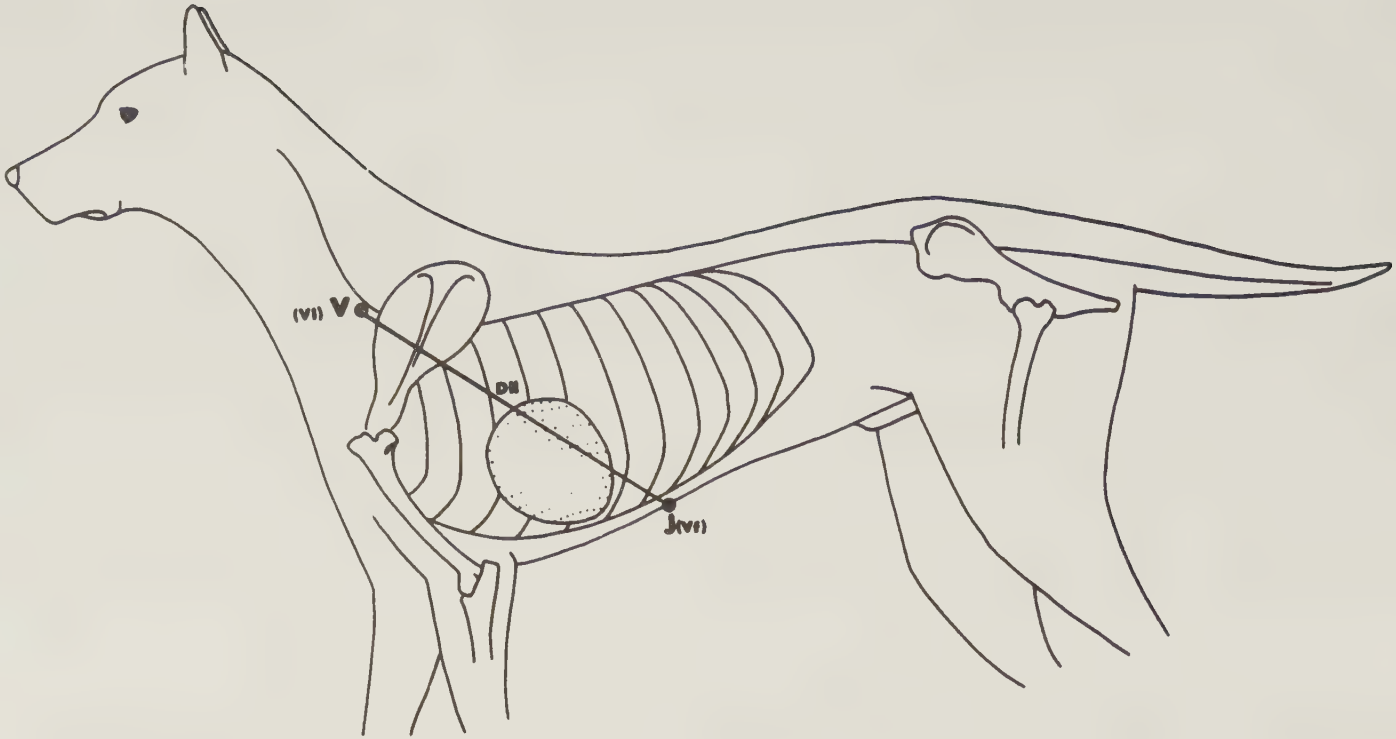


Fig. 15 : Dérivations de Dubois : position des électrodes sur un chien vu de profil.

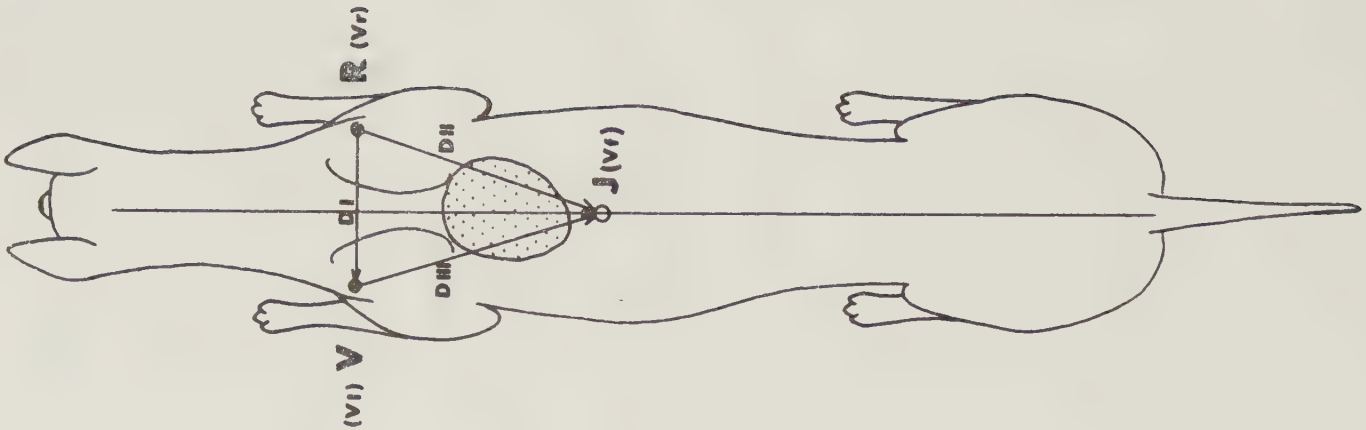


Fig. 16 : Dérivations de Dubois : position des électrodes et dérivations utilisées sur un chien vu de dessus.

Il enregistre par conséquent :

- DI = Epaule droite → épaule gauche
- DII = Epaule gauche → zone rétro-xiphoïdienne
- DIII = Epaule droite → zone rétro-xiphoïdienne

et les trois dérivations unipolaires correspondantes :

- aVr = Epaule droite
- aVl = Epaule gauche
- aVf = zone rétro-xiphoïdienne

Cette méthode est reprise ensuite par plusieurs auteurs, chez le chien.

a) Aspect théorique (fig. 15 et 16)

Le triangle d'exploration réalisé est, du point de vue électrophysiologique en accord complet avec le triangle d'exploration idéal. En effet :

- il est équilatéral
- ses dimensions sont satisfaisantes par rapport à celles du coeur
- son centre est occupé par le viscère.

D'un strict point de vue clinique par contre, le coeur n'est pas exploré de la façon la plus satisfaisante. Aucune dérivation n'est parallèle à la ligne des oreillettes et chacune des dérivations DII et DIII explore à la fois les ventricules droit et gauche. On peut prévoir de fortes amplitudes en DII surtout (de même direction que l'axe électrique moyen) et en DIII. Enfin, les variations de l'axe électrique se faisant surtout dans un plan perpendiculaire au septum doivent être très mal enregistrées par les dérivations de DUBOIS contenues dans un plan oblique en avant et en haut par rapport à l'horizontale.

b) Aspect clinique

Obtenus avec les mêmes animaux que précédemment

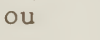
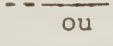
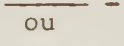
Tableau N° 2	D I	D II	D III	aVr	aV1	aVf
P	0 le plus svt parfois +0,05mV	+0,15 à +0,2mV	+0,15 à +0,2mV	-0,1 à -0,2mV	-0,05 à -0,1mV	+0,1 à +0,2mV
Q	0 le plus svt ou -0,05 à -0,2mV	0 à -0,1 mV	0 à -0,1 mV	0 à + 0,1 mV	0 mV	0 à -0,1 mV
R	+0,1 à +0,3mV	+1,4 à +2,7mV	+1,3 à +2,5mV	-0,8 à -1,4mV	-0,4 à -1mV	+1,2 à +2,2mV
S	0 mV	0 à -0,4mV	0 à -0,5mV	0 à -0,2mV	0 à +0,15mV	0 à -0,5mV
ST		 ou 	 ou 	 ou 		 ou 
T	0 mV	+ ou - 0,1 à 0,3 mV parfois -+	+ ou - 0,05 à 0,3mV parfois -+	+ ou - 0,05 à 0,1 mV	+ ou - 0,05 à 0,1mV	+ ou - 0,05 à 0,3mV

FIGURE 17

Tableau N° 2 : Dérivations de DUBOIS : valeurs moyennes des différentes ondes PQRST, et aspects du segment ST dans les 6 dérivations chez des sujets normaux.

nos résultats, rassemblés dans le tableau N° 2 fig. 17, montrent une grande constance de la morphologie des accidents dans chaque dérivation, avec des sujets différents. Les ondes les plus variables sont, comme toujours chez le chien, S et T.

α. Morphologie des tracés (fig. 18 et 19)

- P est nulle en DI, la plupart du temps. Quand elle existe, elle est positive et de très faible amplitude.

Elle est toujours positive en DII, DIII et aVf et toujours négative en aVr et aVl

- Q est nulle en aVl et très peu marquée dans les autres dérivations (négative en DI, DII, DIII, aVf et **positive** en aVr)

- R est variable en amplitude selon le sujet considéré mais toujours positive en DI, DII, DIII, aVf et négative en aVr et aVl

- S est de signe constant mais ses variations d'amplitude sont relativement grandes

- T n'est constante qu'en DI où elle est nulle. Dans les autres dérivations elle est tantôt positive, tantôt négative, sans prédominance significative

- ST enfin est souvent isoélectrique mais peut être oblique d'une façon inconstante et sans caractère pathologique.

Deux remarques s'imposent :

- les tracés obtenus chez un même sujet, sont très semblables en DII, DIII, et aVf

- le tracé en DI est illisible puisque réduit à une onde r comprise entre 0,1 et 0,2 mV.

- les tracés aVr et aVl ne diffèrent que par leur amplitude.

Ces trois points sont d'ailleurs fort logiques puisque le triangle est coupé par l'axe électrique en deux parties, droite et gauche, pratiquement symétriques. (fig. 20).

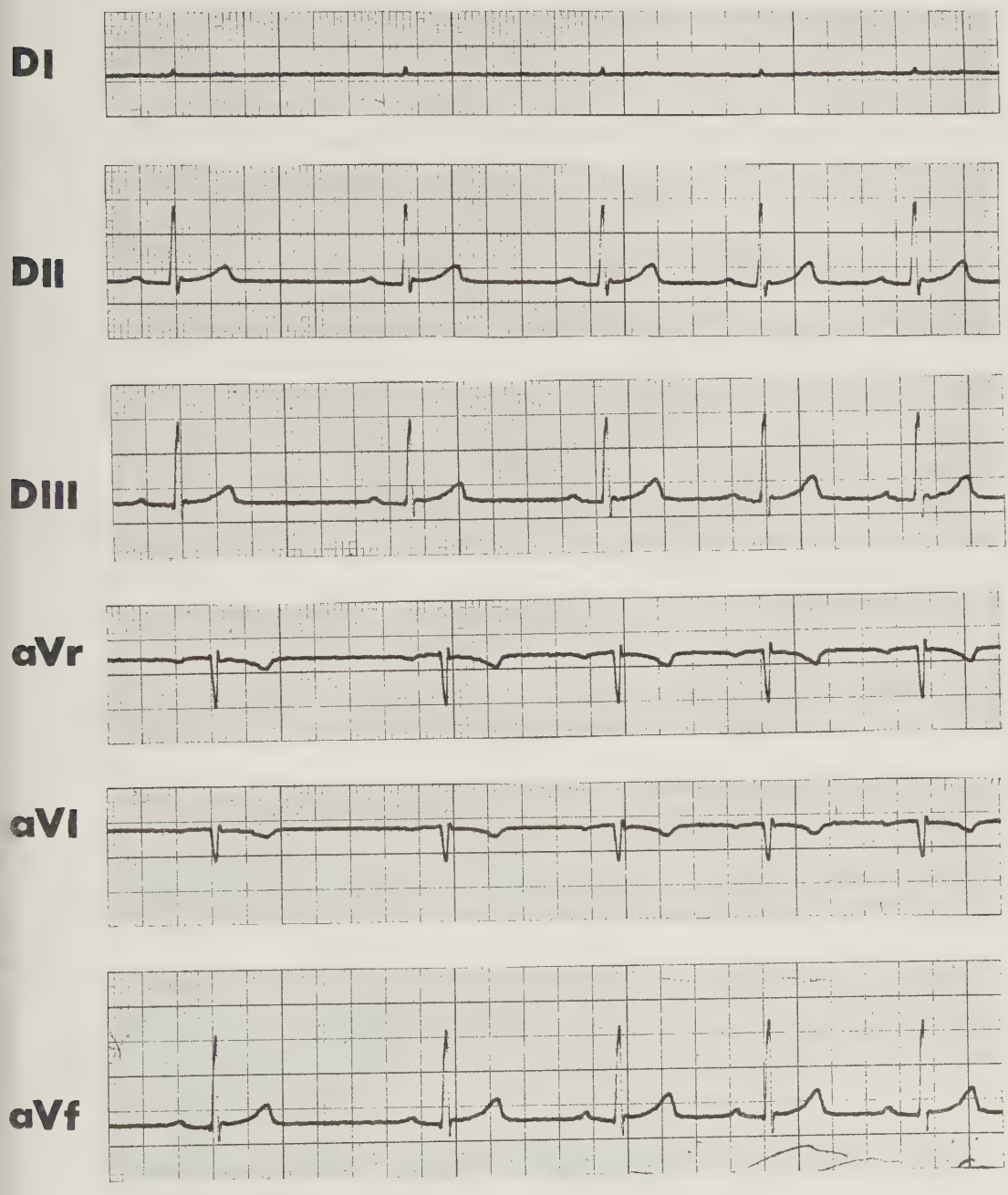


Fig. 18 : Planche n° 3 : Dérivations de Dubois : morphologie des tracés dans les 6 dérivations, chez un sujet normal. Vitesse = 50 mm/s. Etalonnage : 0,5 cm = 1mV

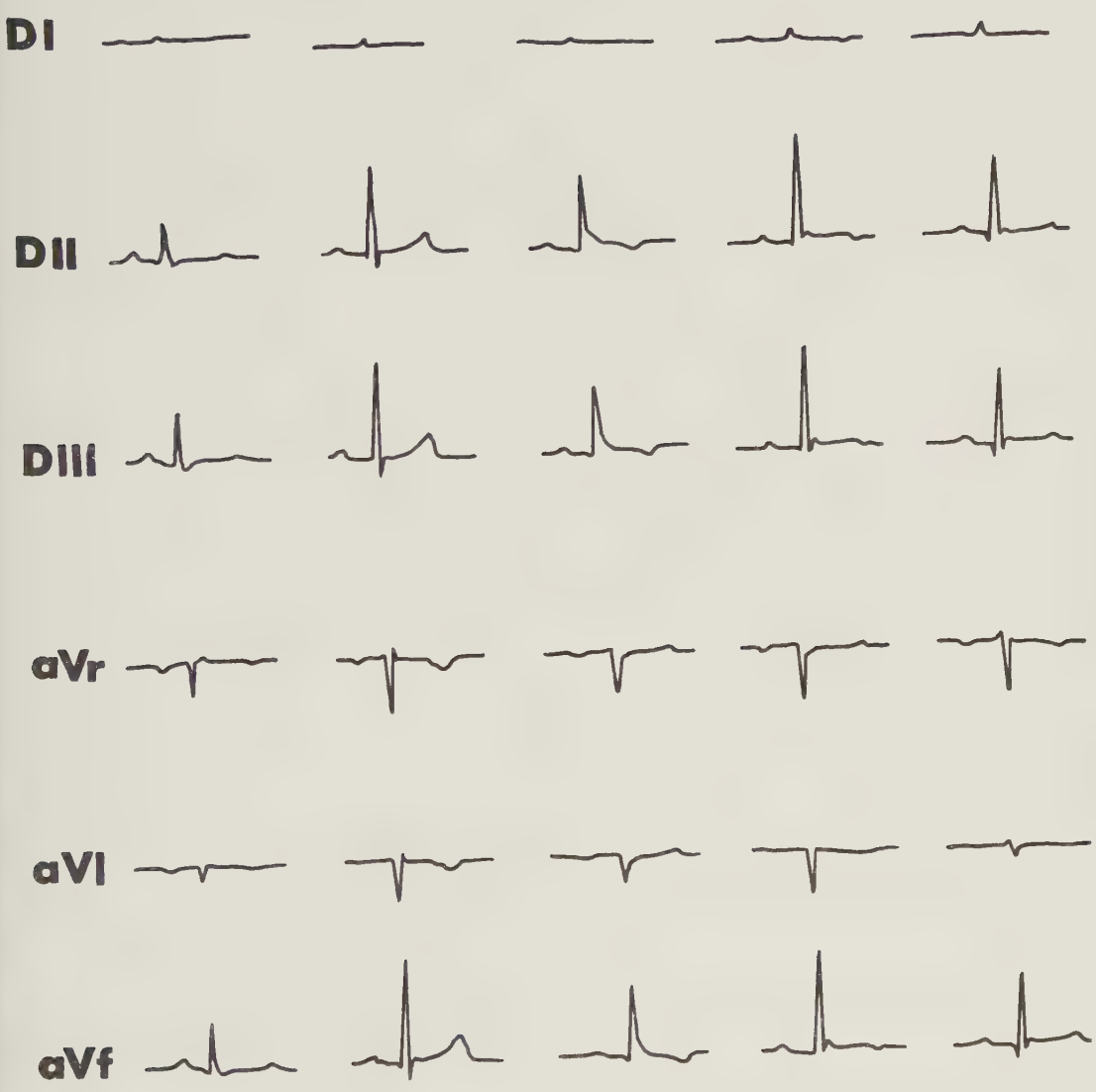


Fig. 19 : Planche n° 4 : Dérivations de Dubois : différents types de tracés, pour les 6 dérivations, recueillis sur des animaux sains. Vitesse = 50 mm/s. Etalonnage : 0,5 cm = 1 mV.

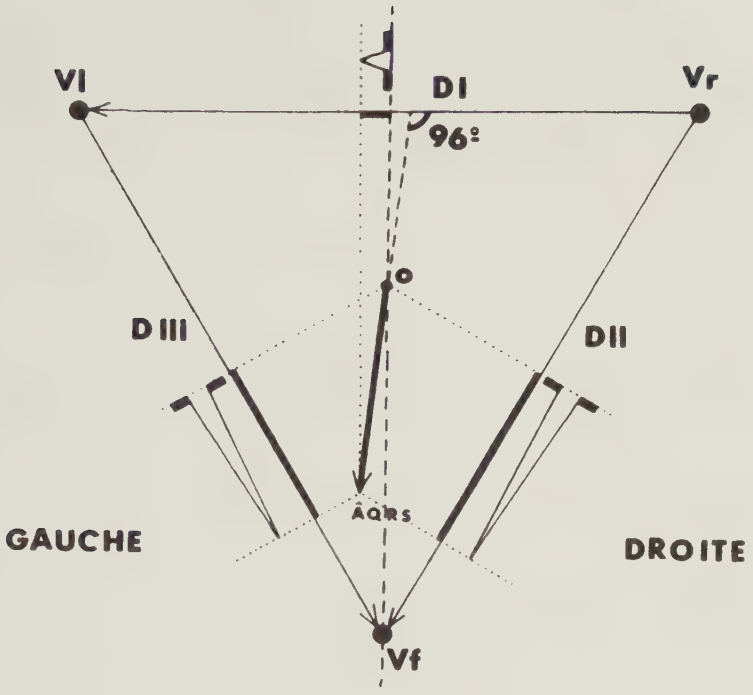


Fig. 20 : Position de l'axe électrique $\hat{A}QRS$ par rapport au triangle de DUBOIS vu de dessus, et explication de l'amplitude des tracés en DI, DII, et DIII

Influence d'un faible déplacement des électrodes sur la morphologie des tracés.

Quelque soit l'électrode considérée, son léger déplacement ne modifie que l'amplitude des différentes ondes et dans de faibles proportions.

β. Détermination de l'axe électrique moyen

Les dérivations de DUBOIS permettent la construction de la projection de l'axe électrique moyen sur le plan défini par le triangle. Comme on pouvait s'y

attendre, la direction que nous avons enregistrée dans ce plan est remarquablement constante. Elle permet de fixer avec une grande précision que l'axe s'écarte du plan saggital de 6° en arrière et à gauche. (les résultats de nos 20 déterminations s'étendent de + 3° à +11° par rapport à ce plan avec une prédominance de + 6°).

C) LES DERIVATIONS PROPOSEES

En 1941, SPORRI choisit de placer :

- Une électrode en avant de l'épaule droite (à la limite du 1/3 sup.et du 1/3 moyen de la hauteur de l'épaule)
- Une électrode sur la pointe du sacrum
- une électrode en regard de l'apex du coeur, à gauche.

Ici aussi, le triangle d'exploration réel diffère de celui ainsi défini. Comme les membres, la portion lombaire de la colonne vertébrale et les muscles qui l'entourent agissent comme un simple conducteur, sans modifier le potentiel existant au niveau de la dernière vertèbre dorsale. Il nous a donc paru plus logique, de disposer la deuxième électrode sur la ligne du dessus et au niveau de la treizième vertèbre dorsale, identifiant ainsi triangle défini par les électrodes et triangle d'exploration réel (fig. 21).

D'autre part, alors que SPORRI ne considérait que les dérivations épaule droite → apex, et apex → sacrum, nous retenons :

- DI = épaule droite → treizième dorsale
- DII = épaule droite → apex
- DIII = treizième dorsale → apex.

et les trois dérivations unipolaires correspondantes :

- aVr = épaule droite
- aVl = treizième dorsale
- aVf = apex.

a) Aspect théorique

Les propriétés du triangle proposé, sont résumées dans le tableau suivant, par comparaison avec celles du triangle idéal.

Propriétés du triangle d'exploration idéal	Propriétés du triangle proposé
1) triangle équilatéral	→ respectée
2) coeur en son centre	→ non respectée
3 triangle de grande taille par rapport au coeur	→ mal respectée
4) plan du triangle perpendiculaire au septum cardiaque	→ respectée
5) un côté du triangle à peu près parallèle à la ligne des oreillettes d'où les deux autres faisant face chacun à un ventric.	→ respectée
6) un côté du triangle à peu près parallèle à l'axe électrique moyen.	→ respectée

Commentaires :

- La situation spatiale du plan des électrodes - dévié en arrière et à gauche par rapport au plan sagital du corps et en bas et à gauche par rapport à la verticale (fig. 22) - permet la satisfaction des condi-

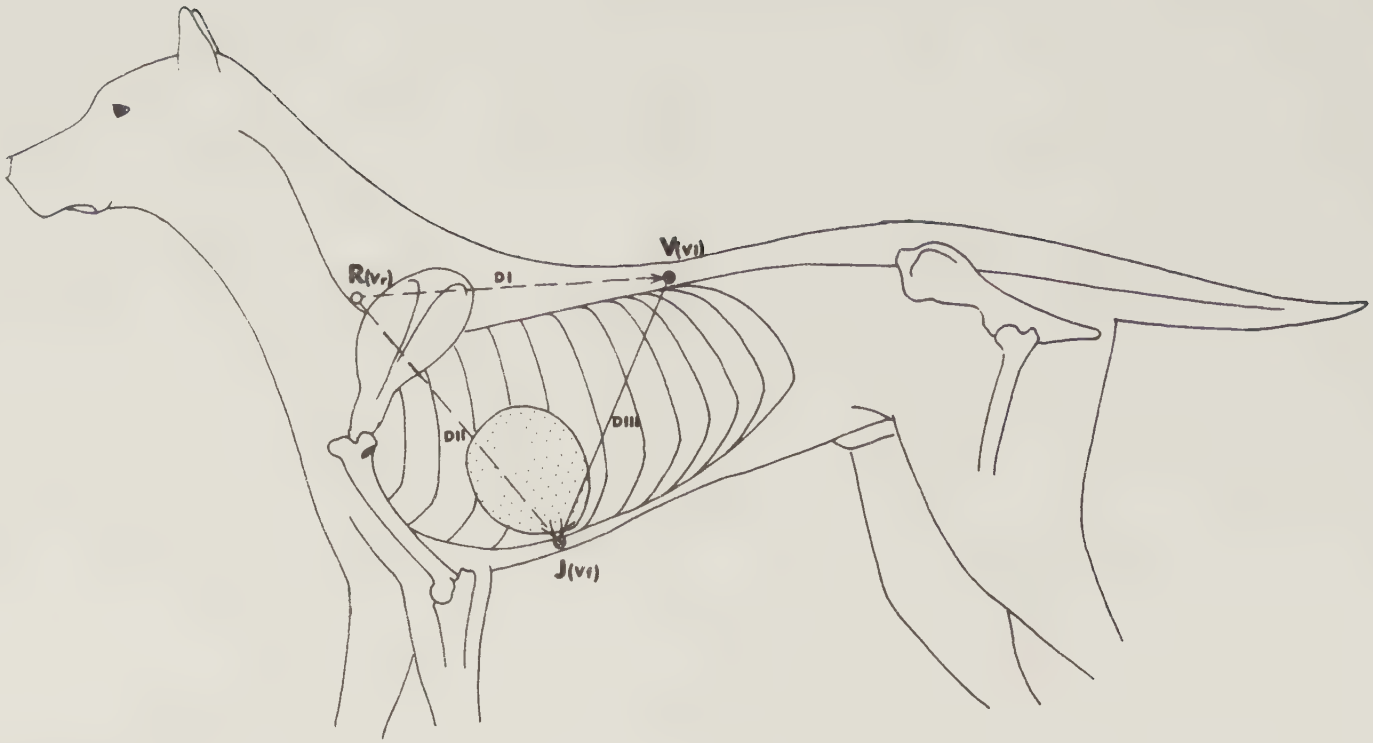


Fig. 21 : Dérivations proposées : triangle d'exploration et dérivations utilisées, sur un chien vu de profil.

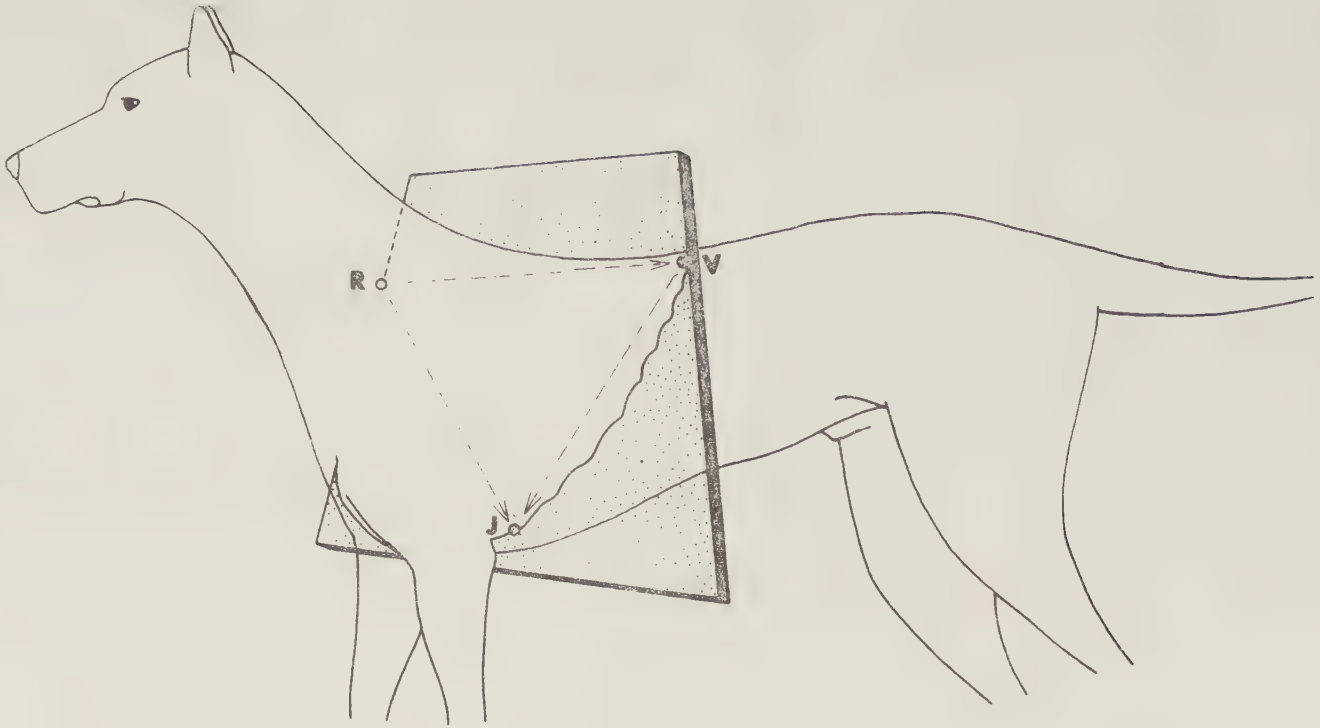


Fig. 22 : Dérivations proposées : position du plan des électrodes (R, V, J) par rapport au corps du chien.

tions 4 et 6.

- La position des électrodes sur ce plan montre que :

. le triangle d'exploration est équilatéral et de taille moyenne par rapport au coeur

. les trois dérivations bipolaires font face :

l'une aux oreillettes (DI)
une autre au ventricule droit (DII)
la troisième au ventricule gauche (DIII)

- Un grave défaut existe cependant : le coeur n'occupe pas le centre du triangle mais est très proche de l'électrode jaune, précordiale.

Ces considérations théoriques nous montrent que presque tous les caractères requis pour un enregistrement électrocardiographique correct sont réunis. C'est ce que nous nous proposons de vérifier expérimentalement maintenant.

b) Aspect clinique

Notre étude a porté sur les mêmes 50 chiens que précédemment.

α. Morphologie des tracés (fig. 24 et 25)

Nos résultats sont rassemblés dans le tableau N° 3 fig. 23. On constate que :

- P et Q ont des signes constants dans chaque dérivation et des voltages variables dans de très faibles proportions

- R est le signe constant dans chaque dérivation (positif en DI, DII, DIII, aVl, négatif en aVr et aVf) et de voltage variable avec les sujets.

- S est le signe constant dans chaque dérivation (négatif en DI, DII, DIII, aVf, positif en aVr, nul en aVl), mais de voltage variable.

- T est de signe et d'amplitude variables avec les sujets dans chaque dérivation. Cependant :

. en DI, DII, DIII, aVf, T positif domine
. en aVr et aVl, T négatif domine

- ST est très rarement isoélectrique sauf en DI, aVr, et aVl, mais son obliquité est de sens constant dans chaque dérivation.

Influence d'un faible déplacement des électrodes sur la morphologie des tracés.

Nous avons étudié l'influence du déplacement de chaque électrode sur 10 des 50 sujets précédemment cités. Nos résultats sont les suivants :

- le déplacement de l'électrode verte de la treizième dorsale au sacrum ne modifie pas les tracés
- le déplacement de l'électrode rouge modifie dans de très faibles proportions l'amplitude de QRS en DI, DII, aVr. Les autres dérivations n'étant pas concernées par cette électrode, ne sont, bien sûr, pas modifiées
- le déplacement de l'électrode jaune (apex) modifie nettement l'amplitude de R et S en DII, DIII et aVf.

Tableau N° 3	D I	D II	D III	aVr	aV1	aVf
P	+0,15 à +0,2mV	+0,15 à +0,2mV	0 à + 0,05 mV	-0,1 à -0,2mV	le plus svt = 0 limites maximum : 0 à + 0,1 mV	+0,05 à +0,2mV
Q	-0,2 à 0 mV	0 mV	0 mV	0 mV	-0,15 à -0,2 mV	0 mV
R	+1,3 à +2,2 mV	+2 à +3,4 mV	+1,1 à +1,8mV	-1,4 à +2,2mV	+0,3 à + 1,5 mV	+1,3 à +2,2 mV
S	0 à - 0,4 mV	-0,4 à -0,9mV	-0,4 à -1,2mV	0 à + 1,2 mV	0 mV	-0,3 à -1,4mV
ST	ou			ou	ou	
T	+ ou - 0,15 à 0,2 mV	+ ou - 0,1 à 0,5mV	+ ou - 0,1 à 0,5mV	- ou + 0,1 à 0,5 mV	- ou + 0 à 0,15 mV	+ ou - 0,2 à 0,5 mV

FIGURE 23

Tableau n° 3 : Dérivations proposées : valeurs moyennes des différentes ondes PQRST, et aspect du segment ST dans les 6 dérivations, chez les sujets normaux.

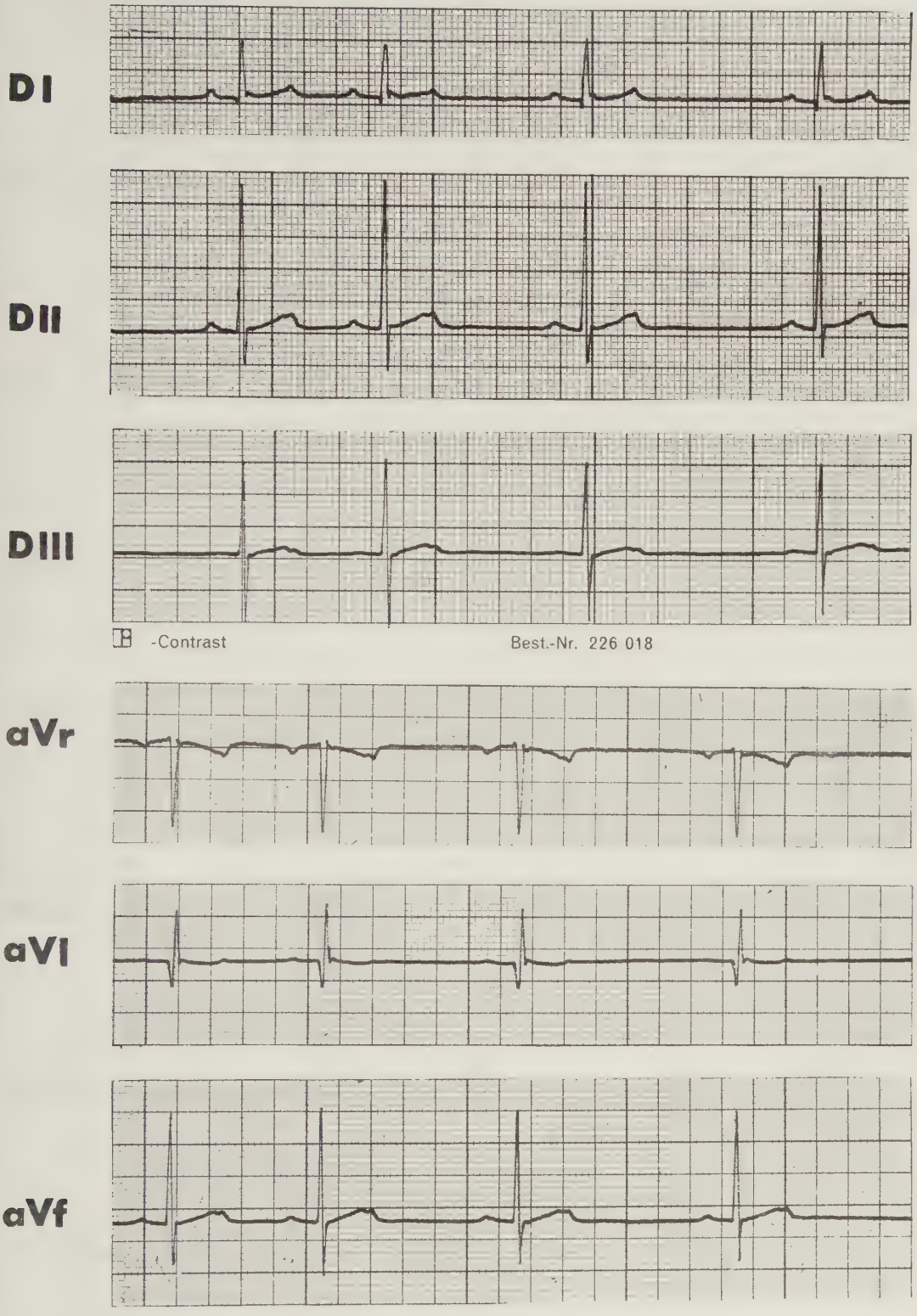


Fig. 24 : Planche n° 5 : Dérivations proposées : morphologie des tracés, dans les 6 dérivations, chez un sujet normal. Vitesse = 50 mm/s. Etalonnage 0,5 cm = 1 mV

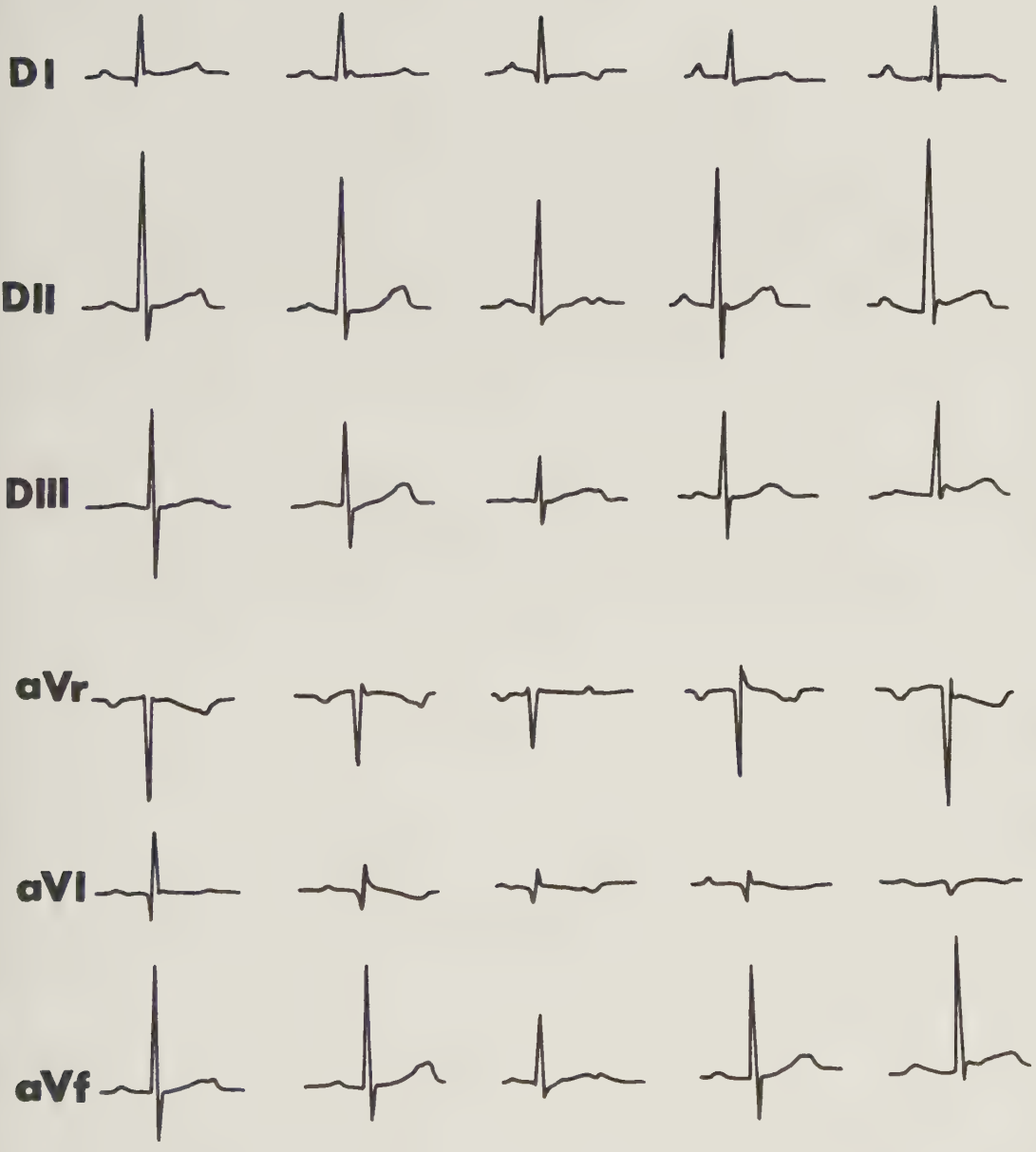


Fig. 25 : Planche n° 6 : Dérivations proposées : différents types de tracés recueillis sur des animaux sains, pour les 6 dérivations. Vitesse = 50 mm/s. Etalonnage : 0,5 cm = 1mV.

β. Détermination de l'axe électrique moyen

A cause de la position précordiale de l'électrode jaune, les dérivations DII, DIII et aVf doivent être rejetées pour la construction de l'axe électrique moyen. Par contre coup, DI, théoriquement valable mais ne pouvant être couplée à aucune dérivation bipolaire enregistrée simultanément, est également inutilisable. Seuls donc aVr et aVf, dont les électrodes sont à égale distance du centre du dipôle cardiaque peuvent nous donner une idée exacte de la direction de l'axe électrique moyen.

Les résulats, consignés dans le tableau N° 4, fig. 26, donnent une valeur moyenne comprise entre 0 et + 60° environ, chiffres qui doivent être considérés comme des limites physiologiques. Notons les secteurs 15°-30°et 40-55°. Peut-être s'agit-il des 2 positions cardiaques les plus fréquentes chez le CN.

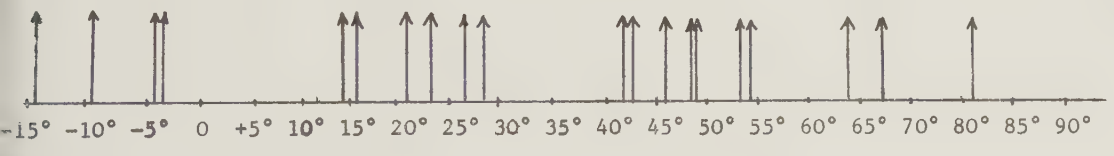


FIGURE 26 - TABLEAU N° 4

Positions de l'axe électrique moyen déterminées à partir des dérivations proposées. Résultats concernant 20 animaux sains.

REMARQUE

La position excentrique du coeur par rapport au triangle équilatéral d'exploration, affecte la détermination précédente et ses résultats d'un coefficient d'erreur qu'il est bien sûr impossible de préciser. Malgré tout, nous pensons, quant à nous, que ces résultats peuvent être pris en considération.

D) CONCLUSIONS

L'étude précédente nous permet d'ores et déjà de dégager un certain nombre de conclusions formelles quant à l'intérêt clinique des différentes techniques les unes par rapport aux autres.

1 - En ce qui concerne la morphologie des tracés :

- La constance est comparable et très satisfaisante avec le système proposé et celui de DUBOIS. Cependant pour le premier, l'électrode jaune (apex) doit être placée avec précision, soit en regard même de l'apex, soit un espace intercostal en avant de celui-ci. L'une ou l'autre de ces deux positions est également valable, mais le clinicien se doit de choisir entre elles.

Les dérivations standard par contre donnent des résultats trop variables pour une interprétation facile des tracés pathologiques. C'est la raison pour laquelle nous n'en parlerons plus.

- l'amplitude des accidents est, dans l'ensemble, comparable avec la technique de DUBOIS et celle que nous proposons, mais cette dernière offre en DII ou DI (selon la position de l'axe électrique moyen), les plus grands voltages observés.

- la platitude de DI dans le système de DUBOIS, obligatoire dans tous les cas, à moins d'une déviation tout à fait exceptionnelle et fort improbable de

l'axe de gauche à droite ou de droite à gauche, réduit à 5 le nombre de dérivations utilisables dans cette technique.

2 - La détermination de l'axe électrique moyen n'offre aucun intérêt avec les dérivations standard et celles de DUBOIS, puisque ces deux méthodes rendent compte de ses variations dans un plan où elles sont insignifiantes tant sur le plan quantitatif que sur le plan qualitatif.

Seules les dérivations proposées permettent une détermination valable de la position de l'axe, et sont susceptibles d'apporter de ce point de vue, des renseignements précieux au clinicien.

Il ne nous est pas permis de conclure sur d'autres points sans une étude préalable de cas pathologiques. Plus précisément on ne peut dire avec certitude :

- si, dans le système de DUBOIS, la platitude de DI, et la très grande similitude de aVr et aVl d'une part, DII et DIII d'autre part, sont à mettre à l'actif ou au passif de la méthode. On peut se demander en effet, si ces caractères se retrouveront dans tous les cas pathologiques ou si, au contraire, chacun d'eux sera modifié d'une façon différente selon l'affection cardiaque en cause.

- si tel ou tel trouble cardiaque sera mieux traduit par les dérivations de DUBOIS ou par celles que nous proposons.

Ce sont, entre autres et plus particulièrement ces deux points que nous allons maintenant essayer de préciser, dans l'étude, hélas fort incomplète, de quelques cas pathologiques.

4 - ETUDE EXPERIMENTALE DANS QUELQUES CAS PATHOLOGIQUES

A - *CARDIOPATHIES SPONTANEES*

a) Protocole expérimental

Notre étude a porté sur 40 animaux dont la cardiopathie a été diagnostiquée cliniquement aux hopitaux de l'Ecole Nationale Vétérinaire de Toulouse. Après classement des animaux selon l'affection cardiaque dont ils étaient atteints, nous avons retenu les quatre cas suivants :

- Chien N° 1 : Groenandael mâle, 10 ans, atteint d'insuffisance mitrale compensée

- Chien N° 2 : Setter mâle, 9 ans, atteint de myocardite

- Chien N° 3 : Berger Allemand mâle, 7 ans : ascite, souffle systolique, thrill

- Chien N° 4 : Boxer femelle, 5 ans : hydrothorax, ascite, bronchite chronique, congestion pulmonaire.

b) Résultats

1. Modifications de l'électrocardiogramme par rapport aux tracés typiques

Elles sont rassemblées dans le tableau N° 5 fig. 27.

Tableau N° 5 fig. 27		Dérivations de DUBOIS				Dérivations proposées			
Observations		CHIEN N°1	CHIEN N°2	CHIEN N°3	CHIEN N°4	CHIEN N°1	CHIEN N°2	CHIEN N°3	CHIEN N°4
D_I	P	-	+ 0,05	-	-	-	bifide + 0,2	+ 0,1	-
	Q	-	-	-	-	- 0,15	-	-	+ 0,3
	R	-	+ 0,1	limite	- 0,1	-	+ 0,4	-	- 2
	S	-	-	-	-	-	-	- 1	-
	T	-	-	-	-	- 0,1	+ 0,3	+ 0,1	-
D_{II}	P	-	limite	+ 0,2	-	-	bifide - 0,35	+ 0,1	-
	Q	- 0,1	-	-	+ 0,3	-	-	-	+ 0,8
	R	-	-	-	- 2,2	+ 0,6	limite	+ 1,4	- 3,3
	S	+ 0,2	-	- 1,2	-	+ 0,4	- 0,1	- 2,6	+ 0,4
	T	-	limite	-	-	-	-	diphasique	-
D_{III}	P	-	+ 0,1	+ 0,2	-	-	+ 0,15	-	-
	Q	- 0,2	-	-	+ 0,3	-	-	-	+ 0,5
	R	-	-	-	- 2	-	+ 0,2	+ 1,5	- 2,6
	S	+ 0,2	-	- 0,9	-	- 0,1	- 1,2	- 1,7	- 0,4
	T	-	limite	-	-	+ 0,2	-	-	-

aV_r	P	-	-	-	-	-	-	- 0,1	-
	Q	+ 0,1	-	-	- 0,2	-	-	-	- 0,5
	R	limite	-	- 0,4	+ 1,1	-	limite	- 0,2	-
	S	-	-	+ 0,9	-	-	-	+ 0,8	-
	T	-	- 0,1	- 0,1	-	-	limite	diphasique	-
aV_ℓ	P	-	- 0,1	limite	-	limite	+ 0,2	limite	-
	Q	+ 0,1	-	-	- 0,1	- 0,4	- 0,1	- 0,6	limite
	R	- 0,3	-	-	+ 0,8	-	bifide + 0,3	+ 0,7	- 0,1
	S	- 0,3	-	+ 0,65	-	-	+ 0,2	-	- 0,1
	T	-	limite	limite	limite	- 0,35	limite	diphasique	-
aV_f	P	-	- 0,1	+ 0,1	-	-	- 0,25	-	-
	Q	- 0,05	-	-	+ 0,3	-	-	-	+ 0,7
	R	-	-	-	- 1,9	- 0,3	limite	+ 1,4	- 2,3
	S	+ 0,2	-	- 1	-	+ 0,3	limite	- 1,2	+ 0,3
	T	-	limite	-	-	-	limite	-	-
Valeurs de AQRS		+ 85°	+ 70°	+ 80° à + 85°	+ 89°	+ 35°	+ 10 à + 15°	- 45°	- 150°

Fig. 27 : Tableau N° 5 : Différence entre l'amplitude des ondes P, Q, R, S, T de chiens à cardiopathies et les valeurs limites de ces ondes sur un tracé normal, dans les deux systèmes de dérivations étudiés.

2. Commentaires

α - Morphologie

. Chien N° 1

Les deux méthodes traduisent les mêmes modifications avec la même netteté. Avec le système proposé toutefois, l'augmentation d'amplitude de T est apparente alors qu'elle ne l'est pas avec le système de Dubois.

. Chien N° 2

- L'hypertrophie auriculaire est décelable sur les deux types de tracés, mais les dérivations proposées permettent de la localiser à l'oreillette gauche (dédoublement de P avec deuxième partie de l'onde plus ample)

- les autres modifications sont également apparentes avec les deux méthodes.

. Chien N° 3

- toutes les modifications observées avec les dérivations de DUBOIS sont également observables avec les dérivations proposées. Seul l'empâtement de R y est moins net, car seulement présent en D_I.

- les dérivations proposées montrent en plus :

. une amplitude très exagérée de R

. un diphasisme de l'onde T

. Chien N° 4

Les tracés des deux systèmes de dérivations sont modifiés d'une façon comparable. Tous les tracés des dérivations proposées restent de morphologie différente entre eux, alors que malgré les grandes perturbations électrocardiographiques, D_{II}, D_{III} et aV_f de DUBOIS restent pratiquement identiques et aV_r et aV_l sont très voisines.

β - Axe électrique

Seules les dérivations proposées permettent de déceler des positions anormales de l'axe électrique moyen.

B - CARDIOPATHIES EXPERIMENTALES

a) Protocole expérimental

. Cas N° 1 : insuffisance aortique expérimentale

Chien d'expérience en bonne santé sur lequel nous avons réalisé la perforation des valvules sigmoïdes aortiques. L'opération, réalisée sous anesthésie générale, a consisté à introduire dans l'artère carotide gauche une tige métallique rigide de diamètre légèrement inférieur à celui de l'artère jusqu'aux valvules aortiques et à percer celles-ci à la faveur d'une diastole. La réussite de l'intervention a été confirmée aussitôt, avec l'apparition d'un fort souffle diastolique à l'auscultation et au phonocardiogramme.

. Cas N° 2 : Surcharge ventriculaire droite expérimentale

Sur un sujet d'expérience en bonne santé nous avons procédé à la ligature de l'artère pulmonaire gauche, sous respiration assistée après ouverture de la cage thoracique à gauche.

Dans les deux cas l'évolution de la cardiopathie a été suivie par des enregistrements électrocardiographiques (et, pour le premier cas, phonocardiographiques) réalisés avec le même appareil et suivant la même technique que pour les tracés normaux. Ces enregistrements ont été recueillis, d'une part avant l'opération, d'autre part après, tous les jours pendant la première semaine, puis tous les trois puis cinq jours pendant une

Cas N° 1		Dérivations de Dubois				Dérivations proposées			
Moment de l'observation		to+4j	to+20j	to+38j	to+48j	to + 4j	to+20j	to+38j	to+48j
D_I	P	-	-	-	-	-	variable	+ 0,15	+ 0,25
	Q	-	-	-	-	-	- 0,15	-	- 0,2
	R	-	+ 0,3	+ 0,7	+ 0,4	- 1,3	- 0,3	-	- 0,6
	S	-	-	-	-	-	-	-	-
	T	-	-	-	-	inversée	inversée	inversée	inversée
D_{II}	P	+ 0,2	variable	+ 0,3	variable	-	variable	-	+ 0,2
	Q	-	-	-	-	-	-	-	-
	R	+ 0,5	+ 0,3	+ 0,4	+ 1,4	-	- 0,3	+ 1,7	+ 1,6
	S	- 0,2	inversée	inversée	- 0,1	- 0,3	+ 0,4	+ 0,6	- 0,3
	T	inversée	- 0,3	-	- 0,2	inversée	inversée	inversée	diphasique
D_{III}	P	+ 0,3	variable	+ 0,2	variable	- 0,1	variable	inversée diphas.	inversée
	Q	-	-	-	-	-	-	-	-
	R	+ 0,5	+ 0,3	- 0,5	+ 0,9	- 0,5	- 0,3	+ 1,2	+ 0,3
	S	-	inversée	+ 0,4	-	+ 0,7	-	+ 0,3	- 1,2
	T	inversée	- 0,4	- 0,1	- 0,3	inversée	- 0,3	- 0,3	- 0,2

aV_r	P	-	variable	variable	variable	-	variable	+ 0,15	-
	Q	-	+ 0,1	-	-	-	-	-	-
	R	-	-	- 0,4	- 0,8	-	+ 0,3	- 1,1	- 1,5
	S	-	-	inversée	-	- 0,2	- 0,4	- 0,4	- 0,3
	T	-	+ 0,2	+ 0,1	+ 0,2	inversée	inversée	inversée	inversée
aV_l	P	inversée	variable	variable	variable	-	variable	-	-
	Q	-	-	-	-	- 0,4	+ 0,4	-	+ 0,6
	R	- 0,4	-	+ 0,3	- 0,5	- 0,4	+ 0,3	- 0,2	- 1,3
	S	+ 0,1	-	- 0,15	+ 0,1	-	-	-	+ 2
	T	-	+ 0,3	-	+ 0,2	- 0,2	-	-	-
aV_f	P	inversée	variable	variable	variable	-	variable	-	-
	Q	-	-	-	-	-	-	-	-
	R	+ 0,6	+ 0,3	-	+ 0,9	- 0,4	- 0,2	+ 1	+ 0,7
	S	- 0,1	inversée	inversée	-	+ 0,3	+ 0,2	+ 0,5	- 0,7
	T	inversée	- 0,4	- 0,2	- 0,3	inversée	-	- 0,3	-
Valeurs de $\hat{A}QRS$		+ 82°	+ 83°	+ 57°	+ 72°	+ 65°	+ 35°	+ 40°	+ 55°

Fig. 28 : Tableau N° 6 : Modifications de l'ECG du chien à cardiopathie expérimentale N° 1 au cours de l'évolution de l'affection et par rapport aux tracés enregistrés avant l'intervention.

période de un mois et demi à deux mois. Nous ne rendrons compte ici que des tracés qui nous aurons semblés intéressants.

b) Résultats

. Cas N° 1 :

1. Modifications de l'électrocardiogramme après l'intervention

Voir tableau N° 6, fig. 28

2. Commentaires

Dans le système proposé

- l'onde P, d'abord aplatie en D_I présente vers le 20è jour d'évolution des variations d'amplitude et de forme d'un cycle cardiaque au suivant. Vers le 25è jour, P reprend une morphologie normale.
- l'onde Q n'est pas modifiée, sauf en aV_l
- l'onde R est augmentée au 45è jour, puis perd de l'amplitude vers le 20è jour dans les dérivations D_I, D_{II}, D_{III} et aV_f. Au 38è jour le voltage de R augmente dans de fortes proportions et atteint 5,5 mV en D_{II} et 4,2 mV en aV_f. Elle garde par la suite cette forte amplitude.
- les modifications de S surviennent au cours de la 3è semaine : sens inversé en D_I et aV_r et baisse d'amplitude dans toutes les dérivations.
- l'onde T est variable avec une nette tendance à l'applatissement.

Les dérivations de l'axe électrique moyen ne permettent pas de conclure.

. Dans les système de Dubois.

- l'onde P est augmentée dans toutes les dérivations à partir du 4è jour, sauf en D_I. A partir du 25è

jour P reste de morphologie variable.

- l'onde R est augmentée à partir du 4è jour, sauf en D_I qui n'est touchée qu'au 20è jour avec R = 0,7 mV. Dans les 6 dérivations les hauts voltages de R persistent (3,2 mV en D_{II} au 49è jour).

- S est d'abord plus profonde (4è jour) puis s'inverse en D_{II}, D_{III} et aV_f du 20è au 38è jour. Au 49è jour elle est normale.

- l'onde T est variable en amplitude et en sens.

La similitude des tracés D_{II}, D_{III} et aV_f est conservée. La morphologie de aV_r s'éloigne parfois de celle de aV_l. On observe que D_I peut perdre sa platitude, mais cette modification est fugitive.

Les variations de position de l'axe électrique sont faibles et sans intérêt sauf au 38è jour où l'on observe une déviation importante à gauche.

. Cas N° 2 :

1. Modifications de l'électrocardiogramme après l'intervention

Voir tableau N° 7, fig. 29

2. Commentaires

Les modifications sont d'abord précoces, dès le lendemain de l'opération. Tout rentre dans l'ordre les 2è et 3è semaines. Puis des troubles réapparaissent.

α - Avec le système de Dubois :

- P est nettement augmentée dans toutes les dérivations sauf D_I dès le lendemain de l'opération ; vers le 8è jour elle redevient normale, dans les limites physiologiques supérieures toutefois.

- R est peu modifiée. En fin d'évolution on constate une légère augmentation de R en D_I (+ 0,4 mV) et en aV_r.

Cas n° 2		Dérivations de Dubois				Dérivations proposées			
Moment de l'observation		to+1j	to+15j	to+25j	to+36j	to+1j	to+15j	to+25j	to+36j
D_I	P	-	-	-	-	-	-	-	+ 0,15
	Q	-	- 0,05	- 0,05	-	+ 0,05	-	+ 0,05	- 0,05
	R	-	-	+ 0,1	+ 0,1	- 0,7	- 0,4	- 0,3	-
	S	-	-	-	-	-	-	-	+ 0,3
	T	-	-	-	-	inversée	-	diphasique	- 0,2
D_{II}	P	+ 0,2	+ 0,2	+ 0,1	+ 0,1	-	-	-	+ 0,15
	Q	-	-	-	- 0,05	-	-	-	-
	R	- 0,3	- 0,6	+ 0,3	- 0,2	- 1,3	- 0,5	-	+ 0,6
	S	inversée - 0,5	+ 0,1	-	-	-	- 0,1	- 0,2	- 0,9
	T	inversée	- 0,2	-	- 0,1	inversée	+ 0,1	inversée bifide	diphasique
D_{III}	P	+ 0,2	-	-	+ 0,1	+ 0,1	-	-	+ 0,1
	Q	-	-	-	- 0,05	-	-	-	-
	R	+ 0,1	- 0,5	+ 0,2	- 0,4	- 0,7	- 0,3	-	+ 0,3
	S	inversée - 0,5	-	-	-	+ 1,4	-	-	- 0,7
	T	inversée	- 0,2	-	- 0,1	-	inversée	-	+ 0,2

aV_r	P	- 0,15	-	-	- 0,05	-	-	-	- 0,1
	Q	-	-	-	+ 0,05	-	-	-	-
	R	-	+ 0,3	- 0,2	- 0,3	+ 0,6	-	- 0,2	- 0,9
	S	+ 0,2	-	-	-	-	-	-	+ 0,4
	T	inversée	+ 0,2	-	+ 0,1	inversée	+ 0,2	diphasique	diphasique
aV_l	P	- 0,15	-	-	-	+ 0,15	-	-	-
	Q	-	-	-	-	- 0,2	- 0,2	+ 0,15	- 0,1
	R	-	+ 0,5	- 0,2	-	- 0,4	- 0,2	- 0,3	+ 0,3
	S	+ 0,15	-	-	-	-	-	-	-
	T	-	-	-	-	-	- 0,1	-	- 0,1
aV_f	P	+ 0,35	-	-	-	-	-	-	-
	Q	-	-	-	-	-	-	-	-
	R	+ 0,3	- 0,7	+ 0,5	-	- 0,9	-	-	+ 0,6
	S	inversée - 0,5	-	-	-	-	-	-	- 1,2
	T	-	- 0,2	-	- 0,1	-	inversée	-	-
Valeurs de $\hat{A}QRS$		+ 90°	+ 84°	+ 83°	+ 70°	+ 30°	+ 30°	+ 35°	+ 30°

Fig. 29 : Tableau N° 7 : Modifications de l'ECG du chien à cardiopathie expérimentale N° 2 au cours de l'évolution de l'affection et par rapport aux tracés enregistrés avant l'intervention.

- T est modifiée le lendemain de l'intervention, puis redevient normale.
L'axe électrique moyen est stable.

β - Avec le système proposé

- P est augmentée et Q diminuée en aV_l surtout (0,2 mV) au début de l'évolution seulement.
- R est nettement diminuée dans toutes les dérivations dès le lendemain de l'opération.

+ 1,3 mV en D_I	- 1,3 mV en aV_r
+ 1,4 mV en D_{II}	+ 0,8 mV en aV_l
+ 0,3 mV en D_{III}	+ 0,8 mV en aV_f

Pendant les 2è et 3è semaines elle redevient normale. Ensuite elle présente de très hauts voltages.

+ 3,3 mV en D_{II}
- 2,8 mV en aV_r
+ 2,5 mV en aV_f

- S subit des modifications proportionnelles à celles de R
- T est inchangée.

L'axe électrique moyen dévie légèrement à gauche.

CONCLUSIONS

Il ressort de notre étude que ni le système de DUBOIS, ni celui que nous proposons sont pleinement satisfaisants. L'anatomie du Chien et la position de son coeur sont telles qu'il est impossible de construire un triangle d'exploration obéissant à la fois à tous les critères. L'homme apparaît, de ce point de vue, un bien meilleur sujet d'expérience.

Bien que notre étude expérimentale soit très incomplète, nous avons pu noter que toutes les modifications des tracés de DUBOIS sont également présentes, d'une façon parfois différente mais aussi significative, sur les tracés proposés.

De plus, nous pensons que :

- le système de DUBOIS est décevant en pratique, puisque D II, D III et aV_f étant presque toujours semblables, et aV_r et aV_l ne diffèrent que par leur amplitude, il n'offre que 3 tracés différents, dont D I, presque illisible. Certes les variations de DII permettent de déterminer, à la simple vue du tracé, la déviation de l'axe électrique moyen, mais celle-ci est fort rare et d'intérêt douteux, dans le plan considéré.

- le système proposé par contre, offre bien 6 tracés différents et utilisables et, à un coefficient d'erreur près, permet la détermination de la position de l'axe dans le plan de ses plus grandes variations physiologiques et pathologiques. Si l'intérêt diagnostic de cette détermination chez le Chien est controversé, ou souvent passé sous silence, c'est peut être à cause de

la carence des systèmes standard et de DUBOIS dans ce domaine.

Compte tenu de la position anormale de l'électrode jaune, en regard de l'apex cardiaque, on peut penser que l'interposition au niveau de cette électrode de résistances de valeur appropriée, déterminée empiriquement à partir des deux autres électrodes, devrait, logiquement, avoir pour effet de replacer le coeur au centre d'un triangle équilatéral agrandi, en éloignant artificiellement l'électrode jaune. Un tel artifice permettrait d'obtenir le triangle d'exploration idéal.

Vu : Le Professeur de l'Ecole Vétérinaire rapporteur

Y. RUCKEBUSCH

Vu : le Directeur de l'Ecole Vétérinaire

R. LAUTIE

Vu : le Président de la Thèse

BESSOU

Vu et permis d'imprimer
Toulouse, le 31-5-72
Le Président de
l'Université Paul Sabatier

L. LARENG

BIBLIOGRAPHIE

I - ELECTROCARDIOGRAPHIE THEORIQUE

RIJLANT P.
L'électrogénèse globale du coeur.
J. Physiol. Paris, 1960, 52, 267-322.

DUBOUCHER
Eléments d'électrocardiographie théorique.
Masson Ed., Paris 1952.

HERMANN H. et CIER J. F.
Précis de Physiologie,
1, 241-267. Masson Ed., Paris, 1963.

KAYSER
Physiologie, Vol. 3 Les Grandes Fonctions,
286-338, Flammarion Ed., 1963.

BURTON A. C.
Physiologie de la circulation.
Masson Ed., Paris, 1968.

SCHAEFFER H., HAAS H. G.
Electrocardiography
Chap. 13, pp. 323-415; in Handbook of Phyisiology, Section 2 : Circulation, vol. 5, Amer. Physiol. Soc. Washington, 1962.

DORNNER E.
Les principes de l'électrocardiographie.
Masson Ed., Paris, 1950.

II - DERIVATIONS ELECTROCARDIOGRAPHIQUES

DUBOIS M.
Du choix des dérivations et d'une normalisation de l'électrocardiogramme chez quelques ongulés domestiques.
Rec. Méd. Vét., 1961, 137, 425.

CHARTON A., MINOT G. et BRESSOU M.
Bul. Acad. Vét., 1943, 16, 141.

DARRASPEN E., FLORIO R., SOULIE P. A. et BENAZET Ph.
Les électrocardiogrammes du chien normal.
Rev. Méd. Vét. militaire, 1952, 6, 1.

DUFOUR R., CHARY R.
Rev. Serv. Biol. Vét. 1966, 19, (4), 135.

SPORRI H.
Veränderungen der Systolendauer im Elektrokardiogramm von Rind und Meerschweinchen.
Archiv. Für Wiss. med. Praktisch. Tierhk., 1941, 76, 236.

BOUTTE J.
Contribution à l'étude de l'électrocardiographie chez le cheval. Détermination de l'axe électrique et du champ électrique superficiel.
Thèse Doct. Vét., Lyon, 1964.

III - CHAMP ELECTRIQUE DU COEUR

JOEHLE W.
Mise en évidence d'un système de lignes de plus grande conductibilité cutanée chez les animaux domestiques.
Berl. Münch. Tierärzlt. Wcht., 1960, 193, (3), 537.

MACAREZ J. A.
Contribution à l'étude du champ électrique du coeur. Travail expérimental chez le cheval.
Thèse Doct. Med., Lyon 1958.

SEREN
Contribution à l'étude de l'apparition de la conduction dans le coeur en pathologie comparée.
Nuova Veterinaria, 1942, 20, 1.

GEDDES L. A., RESBOROUGH J., GARNER H., AMEND J., MOORE A. G., SZABUNIEWIEZ M.
Obtaining electrocardiographs of animals without preparing or penetrating the skin.
Vet. Med. Small An. Clin., 1970, 65, (12), 1163.

LEE D. CADY Jr.
Computed relationship of standard electrocardiographic leads.
Med. Res. Engng, 1969, 8, (3), 37-42.

BOUTTE J.
Contribution à l'étude de l'électrocardiographie chez le cheval. Détermination de l'axe électrique et du champ électrique superficiel.
Thèse Doct. Vét., Lyon, 1964.

AVRIL P. B.
Le champ électrique du coeur normal et pathologique. Etudes expérimentales.
Masson Ed., Paris, 1956.

CANTEGRIT, CHEVAT, FAVRE, MACAREZ, MERLEN
Champ électrique du coeur du cheval.
Arch. Mal. Coeur & Vaisseaux, 1960, 53, (2).

IV - ANATOMIE DU COEUR

MOREAU J.
Anatomie, topographie du coeur chez le chien.
Thèse Doct. Vét., Toulouse, 1933.

V - ELECTROCARDIOGRAPHIE CLINIQUE

GENGOUX P.
Sur l'électrocardiogramme du chien.
C. R. Soc. Biol., 1965, (4), 1014.

LANNEK N.
A clinical and experimental study on the electrocardiogramm in dogs.
Th. Med. Clin. Royal Vet. College, 1949, Iv. Haeggstroms Ed., Stockholm 68.

PETIT M.
Rec. Méd. Vét. Prat., 1925, 101, 197.

SHELDON O. BURMAN, PHOTIS PANAGOPOULOS, STEVEN KALUN.
The electrocardiogram of the normal dog.
J. Thor. Cardiovas. Surg., 1966, 51, (3), 379-382.

FABRE H., FABRE R., et LINQUETTE Y.
La variabilité d'électrocardiogramme du chien.
Arch. Mal. Coeur, 1955, 7, 673.

HORWITZ S. A., SPANIER M. R. et WIGGERS H. C.
The ECG in normal dogs.
Proc. Soc. Exptl. Biol. Med., 1953, 84, 121.

CHAVAZ G.
Modifications de l'électrocardiogramme normal du chien après administration de digitale ou d'ouabaine.
Thèse Doct. Vét., Lyon, 1954.

BARAYRE J.
L'électrocardiogramme dans quelques affections cardiaques du chien.
Thèse Doct. Vét., Toulouse, 1952.

BARDIN P. et MAYARNADO G.
Notions pratiques d'électrocardiographie.
L'Expansion scientifique française Ed., 1949.

BENAZET P.
Contribution à l'étude de l'électrocardiogramme normal du chien.
Thèse Doct. Vét., Toulouse, 1950.

DARRASPEN E., FLORIO R., SOULIE P. A. et BENAZET Ph.
Les électrocardiogrammes du chien normal.
Rev. Méd. Vét. militaire, 1952, 6, 1.

FATTORUSSO V. et RITTER O.
Atlas d'électrocardiographie.
Masson Ed., Paris, 1950.

PLOMMET E.
Electrocardiographie chez le chien.
Rev. Méd. Vét. militaire. 1952, 7, 2.

GUIBERT P.
Contribution à l'étude de l'électrocardiographie chez le chien.
Thèse Doct. Vét. Lyon, 1958.

DARRASPEN E., FLORIO R., GUEDOT A.
Electrocardiographie et strongylose cardiopulmonaire du chien.
Rev. Méd. Vét., 1953, 104, 674.

SMITH F. M.
The ligation of coronary arteries with electrocardiographic study.
Arch. Int. Med., 1918, 23, 8.

GUEDOT A.
L'exploration électrocardiographique dans la strongylose cardiopulmonaire du chien.
Thèse Doct. Vét., Toulouse, 1953.

PILIAN C. et COBLENTZ B.
Guide d'électrocardiographie
Masson Ed., 3e ed., Paris, 1961.

VI - DIVERS

NORR J.
Zeitsch. F. Biol., 1913, 61, 197.

NORR J.
Berl. Tier. Wchsch., 1914, 30, 549.

NORR J.
Archiv. f. Wiss. u. prakt. Tierh., 1922, 48, 85.

MARKOWITZ J., ARCHIBALD J., DOWNIE H. G.
Experimental Surgery. 5° *ed.*,
The Williams & Wilkins Co. Ed., 353-381, Baltimore, 1964.

SMITH F. M.
The ligation of coronary arteries with electrocardiographic study.
Arch. Int. Med., 1918, 23, 8.

GEDDES L. A., RESBOROUGH J., GARNER H., AMEND J., MOORE A. G
SZABUNIEWIEZ M.
Obtaining electrocardiographs of animals without preparing or penetrating the skin.
Vet. Med. Small Anim. Clin., 1970, 65, (12), 1163.

LITTLEWORT M. C. G.
Canine electrocardiography : some potentialities and limitations of the technique.
J. Small Anim. Pract., 1967, 8, 437-458.

BURCH G. E.
Development in clinical electrocardiography since Einthoven.
Am. Heart. J., 1961, 61, (3), 324-346.

HEYRAUD J.
Le rythme nodal.
Thèse Doct. Méd., Lyon, 1950.

PROY J. C.
Contribution à l'étude du métabolisme du myocarde. Applications thérapeutiques.
Thèse Doct. Vét., Lyon, 1964.

TABLES DES MATIERES

I - PREMIERE PARTIE : ASPECTS PHYSIQUES, ELECTROPHYSIOLOGIQUES ET CLINIQUES DE L'ELECTROCARDIOGRAPHIE. APPLICATION A L'ESPECE CANINE.

1 - ASPECTS PHYSIQUES ET ELECTROPHYSIOLOGIQUES

A - GENERALITES. INTRODUCTION

B - CONSTITUTION ELECTRIQUE DU COEUR ET THEORIE DU DIPOLE.

C - CONSEQUENCES DE LA THEORIE DU DIPOLE POUR LE CHOIX DE L'EMPLACEMENT DES ELECTRODES.

a) Les électrodes doivent être éloignées du coeur
b) Règle de la projection de l'axe. Triangle et équation d'EINTHOVEN.

2 - ASPECTS CLINIQUES

A - GENERALITES

B - CHOIX DE L'EMPLACEMENT DES ELECTRODES

a) Nombre optimum de dérivations
b) Définition du triangle d'exploration idéal

3 - APPLICATION A L'ESPECE CANINE

A - ANATOMIE TOPOGRAPHIQUE DU COEUR DU CHIEN

B - AXE ELECTRIQUE DU COEUR DU CHIEN

II - DEUXIEME PARTIE : ETUDE COMPAREE DE TROIS SYSTEMES DE DERIVATIONS CHEZ LE CHIEN

1 - HISTORIQUE DES DERIVATIONS ELECTROCARDIOGRAPHIQUES EMPLOYEES CHEZ LES ANIMAUX DOMESTIQUES

2 - TECHNIQUE D'ENREGISTREMENT

3 - ETUDE CHEZ LE CHIEN NORMAL

A - LES DERIVATIONS STANDARD DE EINTHOVEN
définition

a) aspect théorique
b) aspect clinique

1 - morphologie
. tableau des résultats, commentaires
. influence d'un faible déplacement des électrodes

2 - détermination de l'axe électrique

. tableau des résultats, commentaires

B - LES DERIVATIONS DE DUBOIS
(même plan que A)

C - LES DERIVATIONS PROPOSEES
(même plan que A)

D - CONCLUSIONS

4 - CAS PATHOLOGIQUES

A - CARDIOPATHIES SPONTANEES

a) protocole expérimental
b) résultats

1. Modifications électrocardiographiques
2. Commentaires

B - CARDIOPATHIES EXPERIMENTALES

a) Protocole expérimental
b) Résultats

1 - cas n°1
. modifications électrocardiographiques
. Commentaires

2 - Cas n° 2

. Modifications électrocardiographiques
. Commentaires

C - CONCLUSIONS

III - CONCLUSION GENERALE

BIBLIOGRAPHIE